

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表平10-508442

(43) 公表日 平成10年(1998) 8月18日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	F I
H 0 4 R 25/00		H 0 4 R 25/00 Z
A 6 1 F 11/04		A 6 1 F 11/04
H 0 4 R 1/00	3 2 7	H 0 4 R 1/00 3 2 7 Z

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 57 頁)

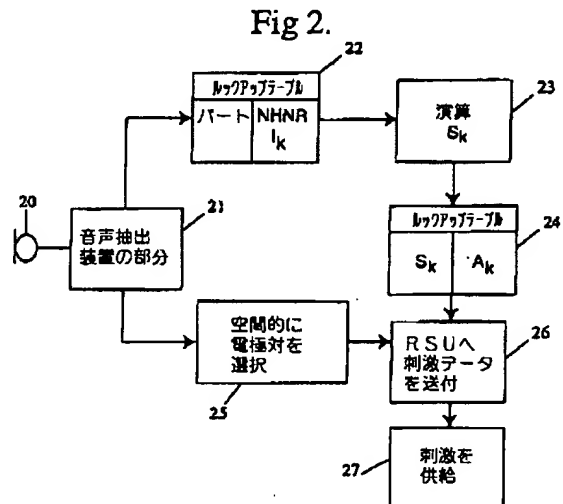
(21) 出願番号 特願平8-512799
(86) (22) 出願日 平成7年(1995)10月17日
(85) 翻訳文提出日 平成9年(1997)4月17日
(86) 国際出願番号 PCT/AU95/00686
(87) 国際公開番号 WO96/12383
(87) 国際公開日 平成8年(1996)4月25日
(31) 優先権主張番号 PM8837
(32) 優先日 1994年10月17日
(33) 優先権主張国 オーストラリア (AU)
(81) 指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), AU, CA, JP, US

(71) 出願人 ザ ユニバーシティー オブ メルボルン
オーストラリア国, ビクトリア 3052, パークビル, グラタットン ストリート (番地なし)
(72) 発明者 イルライト, ローレンス
オーストラリア国, ビクトリア 3186, ブライトン, リンチ クレセント 56
(72) 発明者 クラーク, グリーム
オーストラリア国, ビクトリア 3095, エルザム, バヌーン ロード 13
(74) 代理人 弁理士 石田 敬 (外3名)

(54) 【発明の名称】 多重パルス刺激装置

(57) 【要約】

人工内耳用の刺激の方策が開示され、該方策は電氣的刺激に対する患者の神経のシステムの時間領域の応答を模擬することを追求するものであり、その場合に、対応する音響の刺激に対する正常の聴力の人間の時間領域の応答に対する患者の神経のシステムの時間領域の応答を模擬することを追求する。種々の実施態様が開示される。



【特許請求の範囲】

1. 音響信号に対応する電気信号を受理する処理手段および蝸牛へ電氣的刺激を供給するに適合した刺激手段を具備する聴覚の補強装置であつて、該刺激手段は蝸牛内に作動的に位置する複数の電極を有する電極アレイを包含し、該装置は選択された電極に刺激が与えられることが可能であるよう配置され、該刺激手段は該処理手段から受理する制御信号に応答するものである、聴覚の補強装置において、

該処理手段は、予め定められた指示のセットに従い該電気信号を処理し、

該指示のセットは、刺激されるべき電極を含み音響信号に応答して適用されるべき刺激、刺激の振幅、および刺激の時刻を決定し、

該処理手段は、該刺激手段へ制御信号を供給し該刺激手段を一組の刺激を発生するようにさせ、

該一組の刺激は、少なくとも1つの電極について、第1の刺激のパルス、および該第1のパルスで刺激される複数の神経の線維の相対的な無反応期間内において少なくとも1つの追加のパルスを包含し、

該一組の刺激は、該一組の刺激に応答する患者の神経の構造が、該音響信号に対する正常の聴力の人間の時間領域の応答に近似する時間領域の応答特性を有するように選択されるものである、
ことを特徴とする聴覚の補強装置。

2. 該指示のセットは、該電気信号を解析し、電気信号の一部が音響の予め規定された群のいずれに対応するかを決定する手段、該一組の刺激に対応する制御信号を含む該群の特徴へ参照されるルックアップテーブルを包含し、それにより、与えられた電気信号について実現するよう要求される刺激は該電気信号の解析の順次の段階

により決定されることができ、その場合に一組の刺激に対応する適切な制御信号は該ルックアップテーブルから得られるようになっている、請求の範囲1記載の聴覚の補強装置。

3. 該信号は複数の周波数チャンネル内で解析され、各チャンネルについて、

神経の構造の一部の時間領域の応答の近似に対応して個別の解析が行われ、このことは周波数チャンネルに最もよく応答する神経の線維のポピュレーションに対応して行われる、請求の範囲 1 または 2 記載の聴覚の補強装置。

4. 受理された音響信号は神経応答のモデルを用いて処理されそれにより該音響信号の試料に対する正常の聴力の人間の時間領域の応答の近似が決定され、該近似は希望される刺激の振幅を導出するのに用いられる、請求の範囲 1 記載の聴覚の補強装置。

5. 該振幅は、正常の聴力の人間の時間領域の応答の近似に対応して患者についての希望される刺激の関数を演算することにより決定され、それにより希望される刺激の振幅が導出される、請求の範囲 4 記載の聴覚の補強装置。

6. 該希望される刺激の関数は、ルックアップテーブルを用いる希望される刺激の振幅に関係する、請求の範囲 4 記載の聴覚の補強装置。

7. 刺激される各電極について、刺激のセットは、協働する神経の相対的無反応期間よりもより急速な速度で実現される多重のパルスを具備する請求の範囲 1 記載の聴覚の補強装置。

8. 各電極について、刺激のセットは、隣接するニューロンが刺激当たりのポピュレーションの時間ヒストグラムをあらわすように選択され、該時間ヒストグラムは、正常な聴力の人間において対応する音響刺激により発生する刺激当たりの時間ヒストグラムの近似である、請求の範囲 7 記載の聴覚の補強装置。

9. 該指示のセットは、刺激用の各電極について、セットから選択された 1 つまたはそれ以上の指示に従って刺激のセットを決定し、この刺激のセットは神経の応答のモデル、予め定められた患者の応答のデータ、および該刺激手段からの遠隔通信を具備する、請求の範囲 8 記載の聴覚の補強装置。

10. 該刺激のセットの少なくとも幾つかはニューロンの種々のポピュレーションの帯域を励起するように選択される、請求の範囲 7～9 のいずれかに記載の聴覚の補強装置。

11. 該ポピュレーションの帯域の寸法は、実験的に導出された患者のデータに従い、患者による音響の知覚の自然性を最大にするよう、選択される、請求の範

図10記載の聴覚の補強装置。

12. 該帯域の寸法は、患者ごとに慣例化されている、請求の範囲11記載の聴覚の補強装置。

13. 聴覚の補強装置について選択された電極に適用されるべき刺激のセットを決定する方法であって、該補強装置は、音響信号に対応する電気信号を受理する処理手段および人間の蝸牛に電氣的刺激を供給するに適合する刺激手段を具備し、該刺激手段は蝸牛内に作動的に位置づけられる複数の電極を有する電極アレイを包含し、該装置は選択された電極に刺激が供給されることを可能にするよう配置され、該刺激手段は該処理手段から受理する制御手段に応答するものであり、該方法は予め定められた指示のセットに従って該電気信号を処理する過程を具備し、該指示のセットは、

電気信号を解析し刺激されるべき電極を決定すること、

刺激されるべき各電極について、該刺激のセットに応答し各電極に応答する患者の神経の構造が正常の聴力の人間の時間領域の応答の近似である時間領域の応答を有するように、刺激のセットを決定し、その場合に該刺激のセットは少なくとも刺激の振幅および刺激の

タイミングを包含するようにすること、および、

該刺激手段へ制御信号を供給し該刺激手段が該刺激のセットを発生するようにさせること、

を具備することを特徴とする刺激のセットを決定する方法。

14. 該解析の段階は、電気信号の一部が音響の特徴の予め規定される群のいずれに対応するかを決定する過程をさらに具備し、該群の特徴へ参照を行うルックアップテーブルは対応する刺激のセットを包含し、それにより与えられた電気信号について現出することが要求される刺激は該電気信号の解析の順次の段階により決定されることができ、該刺激のセットに対応する適切な制御信号が該ルックアップテーブルから得られるようになっている、請求の範囲13記載の方法。

15. 該信号は複数の周波数チャンネル内で解析され、各チャンネルについて、神経の構造の一部の時間領域の応答の近似に対応して個別の解析が実行され、該

神経の構造は周波数チャンネルに最もよく応答する神経の線維のポピュレーションに対応するものである、請求の範囲13または14記載の方法。

16. 該決定の段階は、神経の応答のモデルを用いて実行され、該音響信号の試料に対する正常の聴力の人間の時間領域の応答の近似を決定し、該近似は希望される刺激の振幅を導出するために用いられる、請求の範囲15記載の方法。

17. 該振幅は、正常の聴力の人間の時間領域の応答の近似に対応して患者についての希望される刺激の関数を演算することにより決定され、それにより希望される刺激の振幅が導出される、請求の範囲16記載の方法。

18. 該希望される刺激の関数は、ルックアップテーブルを用いる該希望される刺激の振幅に関係する、請求の範囲16記載の方法。

19. 各刺激される電極について、刺激のセットは、協働するニューロンの相対的無反応期間よりもより迅速な速さで現出される多重のパルスを具備する、請求の範囲13記載の方法。

20. 刺激のセットは、各電極について、隣接するニューロンが刺激当たりの時間ヒストグラムをあらわすように選択され、この時間ヒストグラムは、正常の聴力の人間における対応する音響刺激により発生させられる刺激当たりのポピュレーションの時間ヒストグラムの近似である、請求の範囲19記載の方法。

21. 該指示のセットは、各刺激の電極について、神経の応答のモデル、予め定められた患者の応答のデータ、および該刺激手段からの遠隔通信からなるセットから選択された1つまたはそれ以上の技術に従い、刺激のセットを決定する、請求の範囲20記載の方法。

22. 刺激のセットの少なくとも幾つかはニューロンの種々のポピュレーションの帯域を励起するように選択される、請求の範囲19~21のいずれかに記載の方法。

23. ポピュレーションの帯域の寸法は、患者による音響の知覚を最大にするため、実験的に導出された患者のデータに従い選択される、請求の範囲22記載の方法。

24. 帯域の寸法は、患者ごとに慣例化されている、請求の範囲23記載の方法。

【発明の詳細な説明】**多重パルス刺激装置****技術分野**

本発明は電氣的刺激を提供する装置、および人工内耳(移植蝸牛刺激装置、cochlear implants)のような聴覚補強のための電氣的刺激の方策を提供する方法および装置に関する。

背景技術

種々の形式の人工内耳が提案され、また製造されてきた。本発明の説明の目的のために、コクリアリミティド社(Cochlear Limited)から商業的に入手可能であるような装置を参照することができる。しかし、本発明が他の形式の聴覚補強装置にも同様に適用可能であることが了解されるべきである。蝸牛内の電極アレイが、受信刺激器ユニットとともに、電極アレイ内の選択される電極対に電氣的刺激を与えるために、患者に外科手術的に移植される。受信刺激器ユニットは、誘導式の経皮的なリンクまたは直接の経皮的な接続を通して、外部の音響処理装置およびマイクロホンへ接続される。

本発明は主として、適切な刺激を選択する過程、および音響的刺激に応答して供給される実際の刺激のパルスに関するものである。知られている装置によれば、刺激は電極の種々の対の間に印加され種々のモードの刺激を発生させることが可能である。一般的に、選択される電極の対は、検出された音調のピッチに関係する。この場合において、刺激は一致したパルスのタイミングと形状を一般的に使用してきており、振幅は検出された音響信号の振幅を参照して決定される。ピッチの知覚表象を誘導するために、検出された音調に

関係する割合で刺激を行うことも知られている。

しかし、これらの刺激に応答する患者の知覚が、正常の聴覚機構を用いる知覚とは相違することが決定されている。特に、そのような刺激に対する聴覚神経の応答が、同じ音響に対する正常な聴力の人間の神経の応答とは全く相違していることが決定されている。

Parkins ほかの論文 "A fibre sum modulation code for a cochlear prosthesis"

sis” ニューヨークアカデミーオブサイエンスの年報、1983年、第490 頁、において、著者は、音響の刺激に対する正常の聴力の人間の神経の応答を模擬するやりかたで刺激を与えることを論じている。刺激の波形は、複雑な数学モデルを用いて変調され、刺激後の時間のヒストグラムが正常な聴力の場合のヒストグラムに近似するようにされる。しかし、記述されている装置は、移植可能なまたは可搬式の装置における実施の容易にするような実時間の処理には適していない。

Scott ほかの米国特許明細書第4495384 は、人工内耳用の実時間処理の装置を開示する。この開示は、神経線維の無反応期間を補償するシステムを記述しておらず、その結果として、発生する刺激は、正常の聴力の場合に類似する時間領域の波形を有する神経の応答を提供しない。

MotzとRattay の “Signal processing strategies for electrostimulated ear prostheses based in simulated nerve response” (1988) において著者は聴覚神経の線維の過分極、およびその結果としての高次のフォルマントについての患者の知覚の欠如に関連する問題を論じている。刺激は、単一の電極から与えられるものであるように、模擬された。著者は、当初の刺激のパルスの後に追加のパルスを使用し、後のパルスは振幅が相当に直線状に増大しているようにすることを提案する。この文献には、聴覚神経の構造に希望

される刺激後の時間のヒストグラムを生成させるようパルスを選択することは記述されていない。

本発明の 1 つの目的は、電氣的刺激を発生させる実用的な装置を提供し、正常な聴力の人間の神経の構造の、与えられた音響刺激に対する時間領域の応答により良好に近似する聴覚神経の応答が発生するようにすることにある。

発明のサマリー

本発明の 1 つの観点によれば、本発明においては、音響信号に対応する電気信号を受理する処理手段および蝸牛へ電氣的刺激を供給するに適合した刺激手段を具備する聴覚の補強装置であって、該刺激手段は蝸牛内に作動的に位置する複数の電極を有する電極アレイを包含し、該補強装置は選択された電極に刺激が与えられることが可能であるよう配置され、該刺激手段は該処理手段から受理する制

御信号に応答するものである、人工内耳装置において、

該処理手段は、予め定められた指示のセットに従い該電気信号を処理し、該指示のセットは、刺激されるべき電極を含み音響信号に応答して適用されるべき刺激、刺激の振幅、および刺激の時刻を決定し、該処理手段は、該刺激手段へ制御信号を供給し該刺激手段を一組の刺激を発生するようにさせ、該一組の刺激は、少なくとも1つの電極について、第1の刺激のパルス、および該第1のパルスで刺激される複数の神経の線維の相対的な不応期内において少なくとも1つの追加のパルスを包含し、該一組の刺激は、該一組の刺激に応答する患者の神経の構造が、該音響信号に対する正常の聴力の人間の時間領域の応答に近似する時間領域の応答特性を有するように選択されるものである、ことを特徴とする人工内耳装置が構成される。

指示のセットは好適には、音響信号に対応する電気信号を、信号

の部分が予め規定された特徴の群の1つに対応することを識別するよう解析する。これらは例えば、音素、音調、または和音を包含する。刺激のセットを提供するルックアップテーブルが形成されることが可能であり、該刺激のセットは音響特徴に対応する適切な時間領域の神経応答を作動的に誘導するよう決定されている。その代りに、神経応答は直接に演算されることが可能である。次いで、この刺激は電極アレイを通して供給される。

刺激のセットは、神経線維の選択されたポピュレーションを刺激するように選択されることが可能であり、その場合に神経線維の無反応期間が考慮に入れられている。刺激のセットはまた、特定の神経線維の応答を考慮に入れ、好適には特定の患者の応答に適合させられることが可能である。例えば、各患者は電極アレイの相異なる挿入の度合いを有する可能性があり、幾つかの電極は操作後において活性的でない可能性があり、また相異なる患者が相異なる神経残存の度合いを有する可能性がある。刺激のセットは、個別の音響的刺激に対する正常の聴力の患者の時間領域の応答に近似させるための、刺激に対する神経の応答を可能にするよう選択される。この応答は、刺激後についてのヒストグラム、スパイク間の間隔のヒストグラム、および／または、個別の神経の期間のヒストグラム、神経

の選択された帯域またはポピュレーションの期間のヒストグラムを参照して、決定されることが可能である。

刺激のセットは、好適には神経応答のモデル、および統計的および／または数学的な解析を用いて、予じめ設計されることが可能である。その代りに、刺激のセットは実時間で演算されることが可能である。刺激のセットは単一のユニットの効果、またはポピュレーションの効果または好適にはこれら両者を考慮に入れるよう演算されることが可能である。本発明は、相異なる音響入力、個別の患者

の独自性、の両者について刺激を適合させることを可能にする。電氣的刺激により生起させられる聴覚応答の時間領域の波形が正常の聴力の人間により経験されるものにより近く接近するほど、患者が発生する知覚を解釈することがより容易になるのであると信じられている。

図面の簡単な説明

本発明が添付の図面を参照しつつ説明されるが、添付の図面において、

第1図は、本発明のための理論的基礎の観点を概略的に示す図、

第2図は、本発明による処理をブロック形式で示す図、

第3図は、刺激の機能に対するスパイクの割合の、理論および測定によるプロットを図表的に示す図、

第4図は、神経の集合のサンプルの期間のヒストグラムを示す図、

第5図は、本発明の一実施例による、多重のパルスのヒストグラムを示す図、

第6図は、標準の技術により発生させられるヒストグラムを示す図、

第7図は、本発明の一実施例によるヒストグラムを示す図、

第8図は、第5図の出力を発生させるために必要な電流の水準を示す図、

第9図は、刺激により励起される作動のポテンシャルの広がりを示す図、

第10図および第11図は、本発明の他の実施例をブロック形式で示す図、

第12図は、蝸牛の移植のシステムを概略的に示す図、

第13図は、音素に関連する時間およびパワーの信号を示す図、

第14図は、ニューロンの種々の帯域についての作動開始の確率を示す図、

第15図は、特別に選択された帯域についての種々の期間におけるスパイクの確率を示す図、

第16図は、無反応期間の関数の例を示す図である。

発明の記述

本発明は、音響の補強装置を装着した患者へ電氣的刺激を適用する広範囲の原理に関する。本発明は特定の実施例に関して記述されるが、可能な実施例の広範囲の変形が存在することが強調されるのである。例えば、要求される刺激を推定するには、神経の応答について種々のモデルが用いられることが可能であり、種々の刺激用の配置、例えば経皮の接続、が用いられることが可能である。

考慮される形式の蝸牛の移植のシステムは、一般的には、マイクロホン1を具備し、該マイクロホンは音響信号を受理し対応する信号を音声プロセッサ2へ進行させる。音声プロセッサは、受理した電気信号を処理し、刺激データの1つのセットを発生させる。これは、パワーとともに、外部コイル3から内部コイル4へ伝送され、次いで受理刺激器ユニット(RSU)5へ伝送され、該受理刺激器ユニットは刺激のパルスを電極列6の選択された電極対へ供給し、それにより、神経線維を刺激し使用者へ音響の知覚を提供する。

神経の応答は、自明の関数、例えば入力の音響の信号、として導かれることはできない。応答を正確に模擬することの困難性の1つの観点は、システムの複雑性に関係する。正常の聴力の耳は約30,000の神経線維を有し、その各々は刺激期間のどの時点においても、他とは独立に、作動のポテンシャルに到達することができる。シス

テムが正常の聴力の場合と同じ振舞いを行うようにさせる電気パルスを発生させることは可能ではない。

本発明の実施の1つの観点は、パルスの数、振幅、形状、および率を変化させ、NHNRの近似を実現させることである。これは特に、作動のポテンシャルの正確な数(1つの代表的な繊維にわたり、またはその代りに線維の集合にわたり、計数されたもの)を波形の各々の「位相」内で、または波形の多くの適切に選択された位相にわたる平均において実現することにより達成される。この位相は刺激

の期間における利用可能な区分に対応し、このことは変調率で制限されるのであり、もし変調率が音調の周波数の 4 倍であれば、各「位相」は波形の 4 分の 1 になる。このことは NHNR の階段状の近似をもたらし、この近似は音響の場合に極めて類似する。特別に設計された刺激は、模擬された音調の各期間にわたり適用され、聴覚的および電氣的な刺激に対する聴覚神経の応答の計算機による模擬および数学的解析により設計される。

空間・時間的な神経の応答を改善するために、波形の変形が用いられる。これらの変形は、NHNR の空間・時間的なパターンをよりよく模擬するため、パルスの数、振幅、間隔、および幅の変形を包含する（ただしそれに限定されることはない）。これらの自由度は、従来のシステムにおいても提供されるが、一般的には利用されていない。

本発明は、種々の応用における要求にしたがい、種々の形式の時間的応答を可能にする。1 つの方法は、刺激の期間当り複数のパルスを適用することにより刺激当りの正確な集合のヒストグラムにできるだけ近い近似を実現するよう本発明を利用することである。パルスの振幅は、波形の各部分において正確な数の作動のポテンシャルを発生するように選択されることが可能である。パルスの寸法は

、種々の手段を用いて選択されることが可能であり、該手段の例は下記に記述される。

本発明のその他の観点は、ニューロンの屈折の特性を利用することにより、本発明により、電極の刺激範囲 (SRE) 内において相異なる帯域が相異なる時刻に作動開始するように刺激を供給することが可能であることである。これは、刺激が、各帯域内における希望されるパルス間のタイミングに実現することを可能にし、それにより正常の聴力における帯域間の位相の關係に近似させることができる。選ばれる帯域の寸法は選択することが可能であり、それにより帯域は患者の最良の知覚を生じさせる寸法に選択されることが可能である。これは、患者ごとに慣例化されることが可能である。

本発明は主として、標準の二位相のパルスを利用する利用可能な移植のシステムの場合について記述される。パルスの形状を変化させることは、関連する神経

の構造の時間領域の応答を必然的に変化させる。明らかに代替のパルス形状は前記の効果の詳細部分を変化させるけれども、本発明の範囲は、現実のまたは標準のパルス形状の使用に限定されるものではない。

本発明がより充分に理解されるために、最初に簡単に、理論的基礎を考慮することにする。従来の蝸牛の移植においては、聴覚神経のニューロンは、電極列における電極間に一連の二位相の電流を印加することにより刺激される。二位相の刺激の各々はニューロンの1つの群を作動開始させる。刺激により作動開始するニューロンの数は、刺激を行う電極に対するニューロンの群の相対的位置のような要素、およびニューロンの刺激の経歴により決定される。過去の刺激のために多数のニューロンが不応期にある場合には、新しい刺激の適用は、最初に刺激される場合にそうであるほど多くを作動開始させることはないであろう。

本発明により、単一の電極に近接する神経のみでない神経のより広範囲の集合の時間的応答の代表がどれであるかの評価を提供することは、さらに望ましいことである。刺激電極に対する位置による、ニューロン応答の変動を克服するために、ニューロンは条片に分割されたものと考えることができ、この条片の各々は、与えられた刺激パルスの適用により均等に刺激されるニューロンを含むと仮定される。これは第1図に概略的に示される。電極10, 11の領域におけるニューロン12は i , $i+1$ 、等の符号の付された条片に概念的に分割される。

単一の二位相の刺激が種々の振幅において電極10, 11間に印加され、ニューロンの i 番目の条片が監視されると仮定する。もちろん実際には任意の与えられたパルスが多重の条片を刺激するであろうが、この条片は刺激用の電極に最もよく応答するニューロンを包含すると仮定する。刺激の関数 S_K は K 番目のパルスからの神経の応答をあらわす。 A_K は K 番目のパルスの振幅である。各条片について、 A_K と S_K に関する表を作成することは可能である。

実際には、ニューロンは、個別の二位相のパルスによってではなく一連の刺激により刺激される。各電氣的刺激は、 N_{1k} の作動のポテンシャルのニューロンの単一の条片から、ニューロンの応答を導出するが、ここに N は条片におけるニューロンの数であり、 1_k はパルス k の期間において作動のポテンシャルを達成す

る条片からの任意のニューロンの平均の確率である。 1_k を導出する一連の刺激用パルスにおけるパルスが、 S_k を導出する個別のパルスと同じ振幅を有することは知られており、この場合に S_k と 1_k は下記のように関係している：

$$S_k \approx 1_k / \left[1 - \sum_{w=k-(n+c)}^{k-1} \ell_w \gamma(k-w) \right]$$

パルス期間はTに等しいとする。 $(n+c)$ は相対的不応期間の長さをTで除算したもの、 $\gamma(k-i)$ は、1から最後の作動のポテンシャルからの時間にTについて測定された不応関数を減算したものである。

したがって、 S_k を決定し次いで適用されるべき二位相のパルス A_k の適切な振幅をルックアップすることにより、特定の 1_k を発生させることが可能である。

以上において、神経線維のi番目の刺激された条片における希望される神経の応答 1_k を実現するために、適用されるべき二位相の刺激の振幅をどのように決定するかが示されてきた。

神経の応答への音響信号の連系

蝸牛移植の技術において用いられる現在の音声プロセッサは、音声の有意の特徴を抽出することに依存する。例えば、SMSF過程を用い、受理される音響信号に対応する電気信号は、帯域通過濾波器、例えば16により処理され、それにより各チャンネルにおける振幅に対応する信号が発生する。最大の振幅、例えば6を有する該振幅の信号の選択された数は、刺激用のパルスの振幅を変調するために用いられる。

本発明をそのようなシステムを組み込むためには、刺激が発生すべき各帯域において、正常の聴力の条件下において実現する可能性のある 1_k を演算することが必要である。この 1_k は、蝸牛の適切なモデルおよび正常なニューロンの応答を用いることにより演算されることが可能である。例えば、Parkins et al. "A Fibre Sum Modulation Code for a Cochlear Prosthesis", Annals of the Ne

York Academy of Sciences, 1983, p. 490、または、他の多くの発表されたモデルの 1 つを参照されたい。

次いで 1_k は前記の等式により適切な S_k に写像され、 A_k から S_k への写像は適用されるべき二位相のパルスの振幅を決定するために用いられる。この過程は第 2 図に示される。入力信号 20 は特定の特徴または特徴のセットを抽出するために、ソフトウェア 21 により処理される。この過程は従来の蝸牛移植の形式、例えば SMSP または フォルマントの識別であることが可能である。その代りに、音素又は類似の特徴、例えば個別の音楽音調を認識するソフトウェアの過程であることが可能である。認識された特徴はルックアップテーブル 22 を通して参照され希望される正常の聴力の神経の応答を提供し、該神経の応答は抽出された特徴の知覚に対応する。次いで S_k は前記の等式を参照して決定されることができる。次いで、各パルスについての振幅 A_k はルックアップテーブル 24 から導出されることができる。同時に、この実施例によれば、入力信号 20 は空間的な刺激について電極対を選択するように処理 25 される。次いで、刺激は、導出された A_k を 25 で選択された電極の場所と組み合わせることにより決定 26 され、刺激のセットが電極列 27 に供給される。

ルックアップテーブルは、任意の従来の記憶装置を使用して提供されることが可能である。第 1 のテーブルは患者の知覚の要求される形式、すなわち、対応する正常の聴力の神経の応答のパターンをとまなう抽出された特徴（例えば、音素または音調）である。テーブルへの他の入力は、知覚の要求される音量の水準である。ルックアップテーブルの出力は、電気的刺激のセットであり、該電気的刺激は希望される神経の応答を実現させる。これらは、好適には、前記の方法に類似の方法によりオフラインで演算され、記憶される。この配置はプロセッサの容量の減少を可能にするが、その理由はす

べての波形が完全に演算される必要がないからである。

第 2 のルックアップテーブル 24 は、入力として、刺激のパルスの幅、刺激の割合、および希望される刺激の関数 (S_k) を必要とし、これについて要求される刺激の振幅 A_k を返還する。ルックアップテーブル用の値は種々の方法で求めら

れることが可能である。1つの方法は、種々の振幅および割合（各パルス幅について）における種々のパルス割合についての、動物の研究を用いることである。測定される応答から、「s」の関数が演算されることができる。

第3図は、二位相のパルスの期待されるスパイクの割合を、S関数（与えられたパルス割合とパルス幅について）対実際の実験結果の関数として表示する。実験結果は、種々のパルス割合およびパルス強度における固定された幅の二位相のパルスを入力し、神経の応答の割合を図表であらわすことにより得られた。理論値は下記のように演算されることが可能である。

作動のポテンシャルのタイミングを記述する確率的な過程は自己励起点の過程（SnyderおよびMiller, 1991）であると仮定する。時間 t までのスパイク（事象）の数を N_t であると規定すると、任意の時間 t において、最後のスパイク以来の時間は $t - t_{N_t}$ に等しい。ポイントの過程の強度（Snyder and Miller, 1991）は、 $s(t) r(t - t_{N_t})$ に等しい。ここに、 $s(t) \geq 0$ は刺激に関する関数であり、時間に依存するものであり（ニューロンの特性およびニューロンに供給される信号により決定される）、 $r(\cdot) \geq 0$ は無反応期間の関数であり、最後の作動のポテンシャル以来の時間の関数として作動のポテンシャルの発生の割合を低下させるものである。 $r(\cdot)$ はニューロンの特性によってのみ決定され、およびおそらく刺激（電氣的または音響的）の形式により決定され、刺激の寸法には無関係である。

システムにおいて s 関数は期間 T の間隔をおいた同一のパルスのセットであり、各パルスの幅 W はニューロンの死時間より小であると考える。無反応期間の関数 $r(t - t_{N_t})$ は下記の領域にわたり一定であるとする：

$$r(t - t_{N_t}) = \begin{cases} 0, & 0 \leq (t - t_{N_t}) \leq W \\ a_n, & nT - W \leq (t - t_{N_t}) \leq nT + W, \\ & 1 \leq n \leq (b - W) / T \\ 1, & (t - t_{N_t}) \geq b \end{cases}$$

この領域にわたり一定であるとするのである。

次のように規定する。

$$A = e^{-\int_0^W s(\tau) d\tau}$$

ここにAは、パルスの期間においてポアソン割合 $s(t)$ をとる点が存在せず、無反応期間の効果が存在しない確率である。 α_n は、最後の作動のポテンシャルが n パルス前に生じた場合における、屈折の関数の寸法である。Nを最小の整数であつて、 $(N+1)T - W \geq b$ であるもの、と規定する。その場合に、定常時の神経の作動開始の平均の割合は、下記で与えられる。

$$R = (1-A) / \left[T \left\{ 1 + \sum_{n=1}^N (1-A)^{\alpha_n} A^{\sum_{j=1}^n \alpha_j} \right\} \right]$$

次いで、与えられた条件につき、S関数を電氣的強度へ関係づけるルックアップテーブル用の値が導出されることが可能である。これ

は幾つかの方法で行われることが可能である。

比較的簡単な方法は、パルスの割合および強度の幾つかの条件下において神経の応答を測定することにより発生させられる与えられたパルスについて「S」関数を単に測定することを、必然的にともなう。

例えば、第3図から、強度が約35のパルスは、200ppsで発生させられると、約10のS関数に等しくなり、強度の増大は、直線状の正のオフセットの関係においてS関数の増大におおよそ関係する。

その代りに、200ppsにおいては、例えば20のS関数を発生させるためには、約40の強度の刺激が必要である。

もちろん、さらに研究を行えば、関係のより詳細な表現がもたらされることが可能であるが、この簡単な当初の方策は合理的な表現を提供する。

与えられたパルスの割合および幅についての必要な電流値を決定する代替の方法は、一定の割合と幅で一連のパルスを（各患者について）適用し、電流のしきい値および快適値の水準を決定する方法であろう。次いで、各水準における実効的な「S」関数の寸法を表示する第2のパラメータは、マスキングの研究またその代りに実験により決定されることが可能であり、該実験においてはパラメータが変化させられ、知覚の応答が記録される、すなわち、電流強度とS関数の間の与えられた比例性の仮定の下に、特定の音響がコード化され次いで患者に対し反復的に演奏される。「最良の」応答を返還する比例性は、自然性の観点についても、信号の識別可能性についても、ルックアップテーブルに記憶されることが可能である。

したがって、この特定の実施例においては、3つのパラメータが存在することが可能であり、それは、しきい値および快適性の水準の電流、および、電流強度（与えられたパルス割合における）を「

S」関数に関係づけるスカラーのパラメータである。これは、各電極刺激の組合せについて行われることが必要である可能性があることに注意すべきである。（すなわち、各々についての単極性のもの、各対についての二極性のもの、等）

本発明の範囲内において、パルスのタイミングは種々のやりかたで決定されることが可能であることが了解されるべきである。簡単な実施例においては、すべての電極について一定のパルス割合が用いられるべきである。このパルス割合はもちろん、相対的な屈折の期間、代表的には20ms、より速くなくてはならず、好適な値は1msである。好適な実施例においては、各電極について、隣接する神経のポピュレーションの特性周波数の整数倍であるようなパルス割合が用いられる。

第10図は、本発明の代替の実施例をブロック形式で示す。この場合において、受理した音響信号はトランスジューサにより処理され次いでn個の出力をもつ濾波器のバンクへ進入する。例示としては、この数は6である。各チャンネルについて、神経の構造のその部分の神経応答のモデルは、チャンネル内に含まれる音響信号のその部分についての正常聴覚神経応答（NHNr）を発生させるために用い

られる。次いで S_K が前記の等式を用いて演算されることができる。 S_K は、前に論じられたように、ルックアップテーブルにおける A_K に関係することができる。次いでこの A_K は、適切な電極対を振幅 A_K で刺激するために、RSU への指示の基礎として用いられることができる。

第11図は、第10図に関係する実施例を示す。両者の相違は、濾波器のバンクからの各チャンネルの出力について、基本の音調を導出するためにFFT 技術が用いられることである。第1図に関連して記述されるものに類似の過程を用いて、この音調はルックアップテー

ブルを通してNHNRへ関係づけられ、 S_K が演算され、追加のルックアップテーブルから対応する A_K が決定される。次いで刺激の指示が決定された A_K にもとづいてRSU へ送られ、音調に対応する電極の場所へ送られる。この過程は、各チャンネルについて行われ、またはSMSP技術により決定される最大の振幅を有するチャンネルの選択されたセットについて行われることが可能である。

第8図および第9図は、本発明の原理を示す。ポピュレーションの応答を1kHzの音調についてのNHNRからのものに類似になるようにするには、 $4\mu s$ の二位相のパルスの連続的に反復するセットを適用し、その場合に振幅は4, 6.5, 7, 0の比率でありその結果の神経応答は10, 24, 10, 0の比率であるようにすることが可能である。これは第8図および第9図に示される。

以下に記述する説明用の例により提案される刺激の方策は、蝸牛移植用の音声プロセッサについての実施が可能であるよう設計され、該音声プロセッサは信号を二位相のパルスの形式にコード化する。図示される例は、固定幅、二位相、二極性のパルスを用い、その場合全体のパルス幅は $250\mu s$ である。

第6図は、期間当たり1パルスを用いる、換言すれば標準の刺激の技術を用いる、出力パルスを示す。そのような固定の割合の刺激の技術は、刺激の周波数以外の任意の周波数における希望される出力のヒストグラムの密接な近似を構成することはできないことは明らかである。

多重パルスの電氣的刺激のモデルは、試行錯誤の様式で電流の水準の1つのセットが見出されるまで反復されるが、このことは本発明により要求されるヒスト

グラムを提供する。その結果は第7図に示される。各期間について実際のヒストグラムは第5図に示される希望される近似に密接に類似している。第6図と比較すると、本発

明がより密接な近似を提供することは、明らかである。

実例

下記において、特定の音響入力に関して、本発明の技術の実施状況が記述される。

音素 / e (短い「eh」のように発音される) が、パワーのスペクトル密度とともに示される。スペクトルが周波数スペクトルにおいて幾つかのピークを有することに注意されたい (約800, 500, および 200Hzにおいて)。これらは、刺激のために目標とされる主要な周波数として用いられることが可能である。信号は、独立した音響からのものである。

この実例は、Benjamin D. Brayand, John D. Gowdy “Simulation of Stages I and II of Seneff’s Auditory Model (SAM) Using Matlab”, Proceedings of the 1993 Matlab User’s Group Conference、からのモデルに適用された。

該モデルは、基底膜の40の領域からのニューロンについての平均神経応答を提供する (高周波数から低周波数への特性周波数にわたり)。もちろん、モデルは要求される任意の数の帯域について設定されることが可能であり、例えば各刺激用電極に対応する帯域の応答についてである。幾つかの帯域についての応答が第14図に示される。この結果を得るために他のモデルおよびソフトウェアを用いることが可能であることが了解されるであろう。

本発明の技術は、電極に近いニューロンの特性周波数に対応する各帯域をコード化するために用いられることが可能である。いまのところ、(例えば) 帯域40が電極に対応すると想定し、その電極用のパルスを発生させるために本発明の技術がどのように用いられ得るかを検討することにする。他の電極もまた同時にコード化される

ことが可能であることが了解されるであろう。

ここでの神経の応答においては、2つの観点が存在する。おそらくは初期の効果による、時間の経過につれての確率の大幅な低下、および、微細構造である。本発明は、両者について使用者に情報を提供する。

ここにおける応答の微細構造は、4msの周期または 250Hzの周波数に対応する、80msにおける約20の周期を有する。例として、周期あたり8パルスについてコード化を行い、その場合に2000Hzのコード化の周波数、または換言すれば 0.5msのビン寸法が必要である。

図表に示される確率は、前記の理論による、1KまたはNHNRである。それゆえ、与えられた公式を用いて、 S_K を算出することができ、該 S_K は必要な応答を与える。

われわれが制御することを望むニューロンのポピュレーションは3つのほぼ均等に刺激可能な領域であると近似することができる（中央のものが最も刺激しやすい）と仮定すると、われわれは、この加算されたポピュレーションから作動のポテンシャルの総数（加算されたポピュレーションにおけるニューロンの総数で除算される）が図面の曲線に従うことを望む。

下記の等式を使用する。

$$S_{k,i} \approx 1_{k,i} / \left[1 - \frac{k-1}{k-(n+c)} \sum_{w=1}^{k-1} 1_{w,i} \gamma(k-w) \right]$$

$$\approx 1_{k,i} / G_{k,i}$$

ここに、 $S_{k,i}$ はパルスKの間のi番目の領域についての刺激関数、 $1_{k,i}$ はパルスKの間のi番目の領域についての神経応答の平均確率 $\gamma(K)$ は、1から、最後の作動のポテンシャルが時間K.

Tだけ前に生起した場合について演算された無反応期間の関数を減算したものに等しい。

次いで、各 0.5msのビンにおける作動開始の確率は第15図に示されるように演算されることができる。

この演算から、最初の10のビンについて要求される確率は下記のとおりである

。

K	$\frac{1}{K}$	K	$\frac{1}{K}$
1	0.014	2	0.000
3	0.000	4	0.022
5	0.371	6	0.382
7	0.231	8	0.001
9	0.000	10	0.000

与えられた電気パルスは、刺激の場所から相異なる距離において相異なる応答を導出する。 α_i は或るパルスについての名目のSとi番目の領域について発生した実際のSの間に比として規定される。3つのサブ・ポピュレーションについての α_i を、各ポピュレーション(1, 2, 3)について0.7, 1、および0.7であると仮定することにする。

第17図は無反応性の関数 $(1-\gamma)$ の近似値を与え、 γ (ガンマ)は最初の3つのビン(1ms)については(極めて近似的)に約1であり、その値から減少して約25ms(50番目の)ビンの後に約0になる。したがって、任意のビンにおける応答を演算するとき、最後の50ビンからの応答は適切なものである。

それゆえ、 γ (ガンマ)は最初の2つのビンについては約1であり、ビン10ぐらいの後には0.5であり、次いでビン45の後には0.97、等である。3つの小領域の全部からの必要な刺激当りのポピュレーションの時間ヒストグラムを得るためには、下記の公式を適用す

る：

$$S_k \approx I_k / \sum_i \left[G_{k,i} \alpha_i \right]$$

したがって、演算を行うためには：

1. 時刻0より前においては作動開始の有意な量は存在しないと仮定する。(先行の証拠物がより早くコード化されたのであれば、プロセッサは、その証拠物

からの 1_k の値、およびどれくらい以前であったかを記憶しているはずである)

。

2. 各パルスまたは「K」にわたりループ動作を行う。

3. 前記したように $G_{k,i}$ を演算する。

4. 前記の等式を用い必要な S_k を演算する。また、3つの $1_{k,i}$ の値を記憶させるが、これは将来の $G_{k,i}$ の値の演算における使用を呼び起こす。

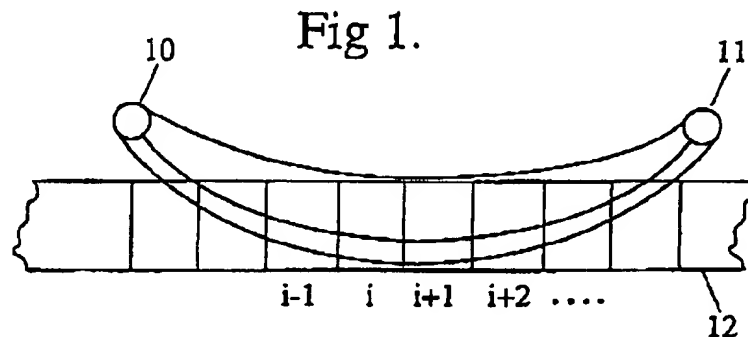
5. ルックアップテーブル（前記で論じられた）を用いて、必要なパルス強度を決定する。

6. 正確な時間の値のためにパルスを管理し、ステップ2へ進む。

この手順は、従来のソフトウェア技術を用いて容易に実施可能なものである。

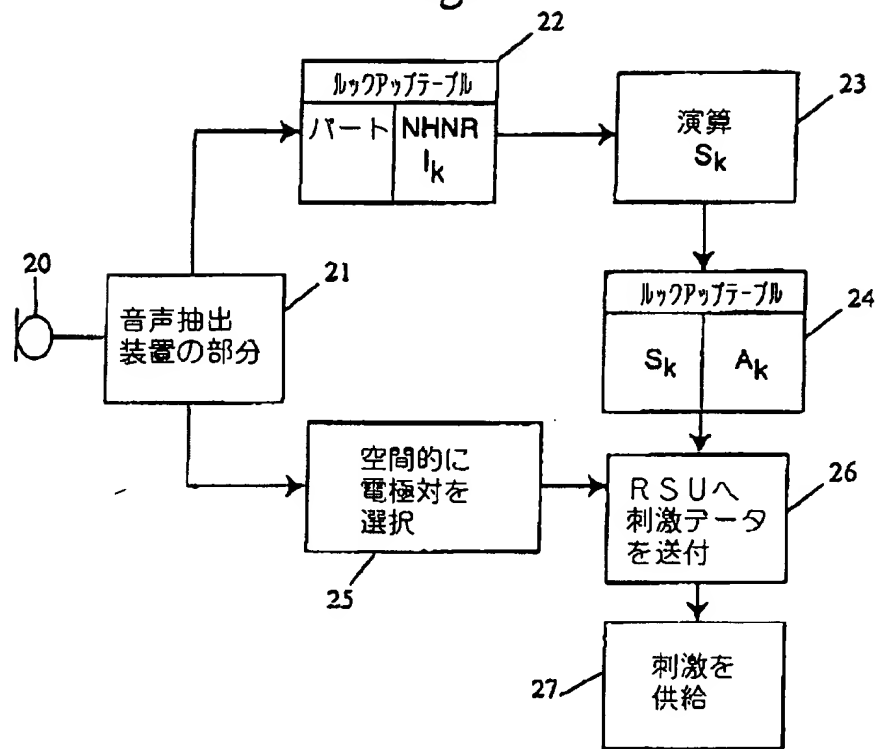
読者には明らかであるように、本発明の一般的な範囲内において変形および置換が可能である。特に、種々の処理用の要素が種々に配置され、それにより例えば、幾つかのまたはすべてのルックアップテーブルが装置の移植された部分のなかに位置するようにされることが可能である。

【図 1】



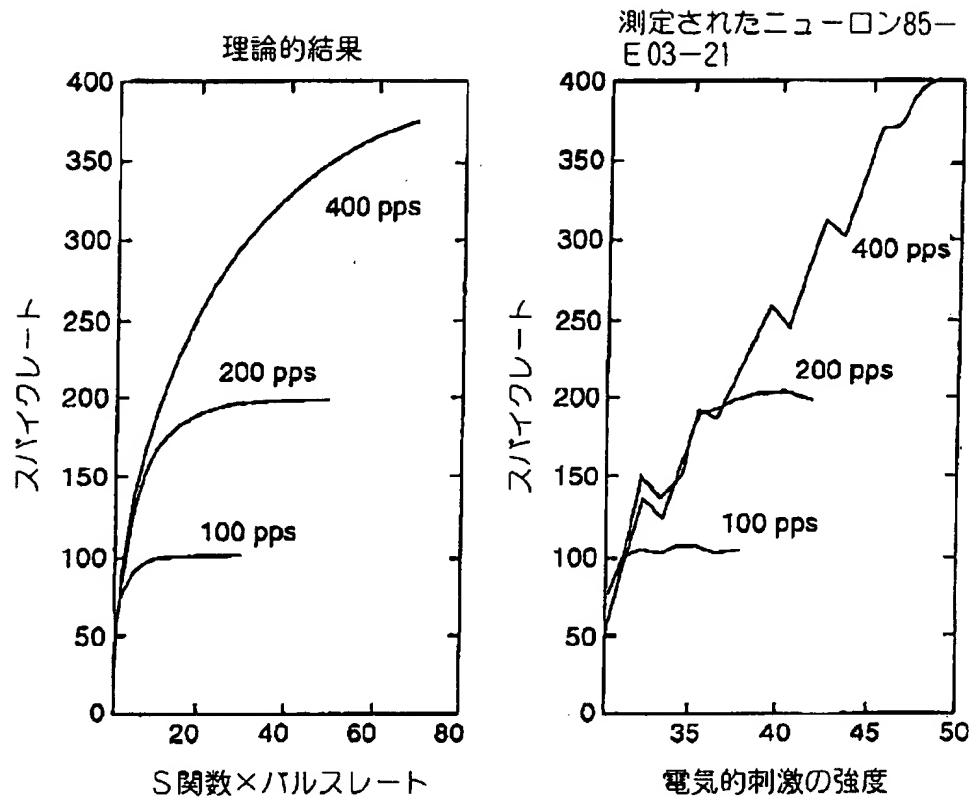
【図 2】

Fig 2.



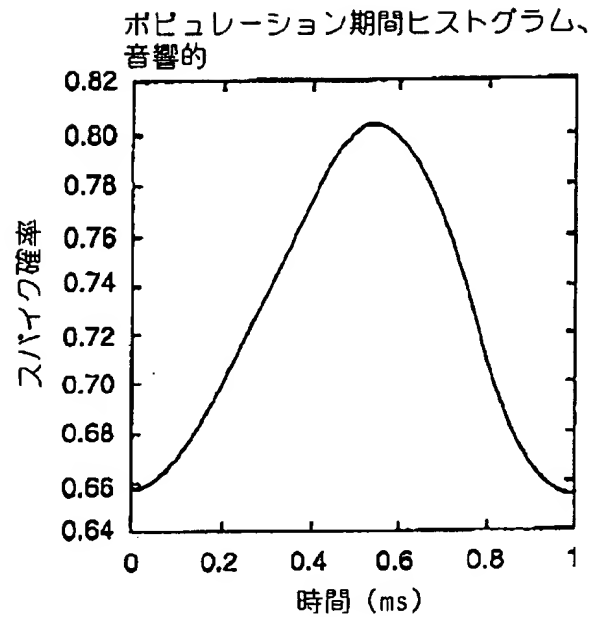
【図3】

Fig 3.



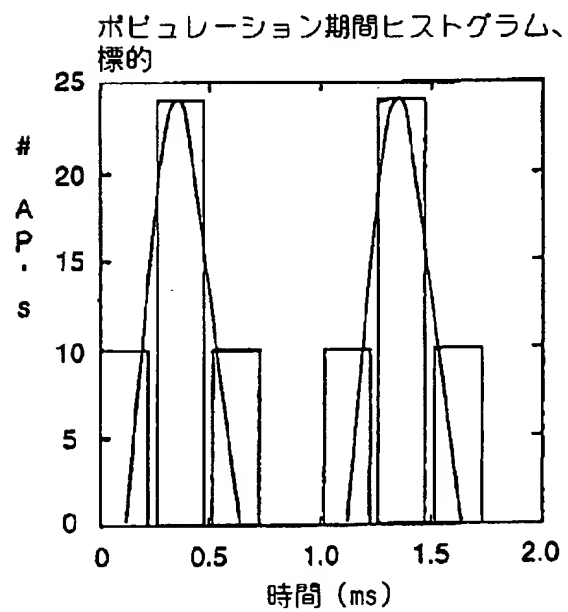
【図4】

Fig 4.



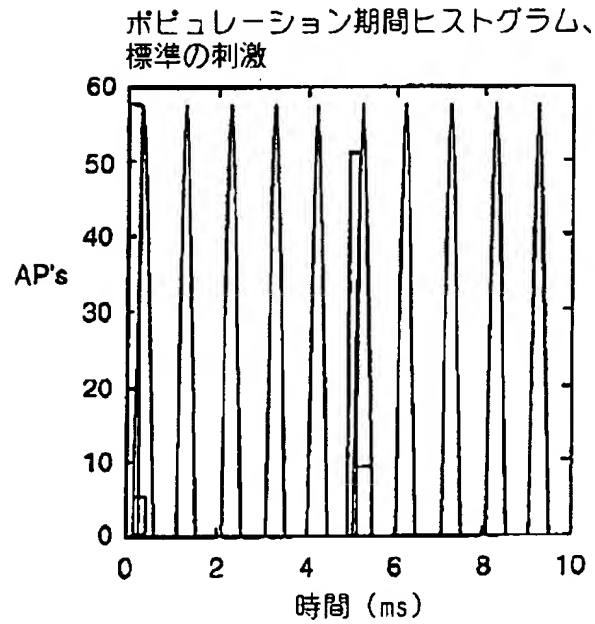
【図5】

Fig 5.



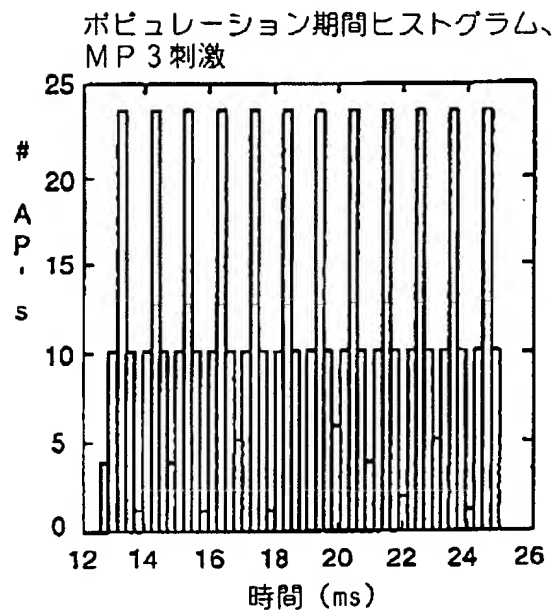
【図6】

Fig 6.



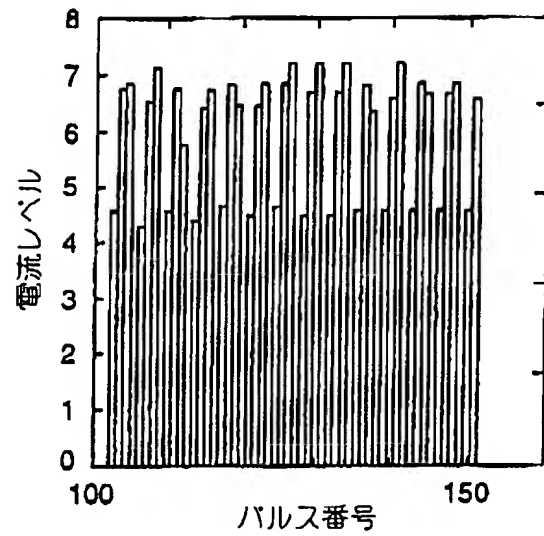
【図7】

Fig 7.



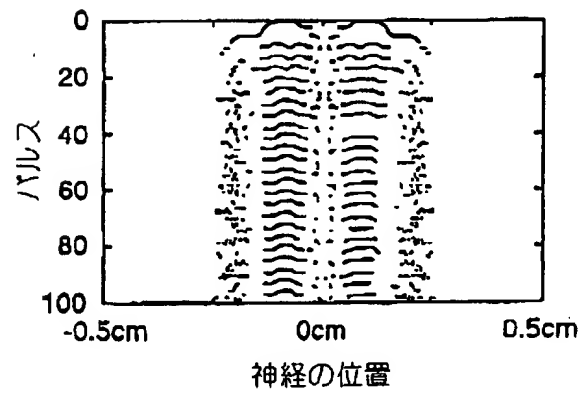
【図8】

Fig 8.



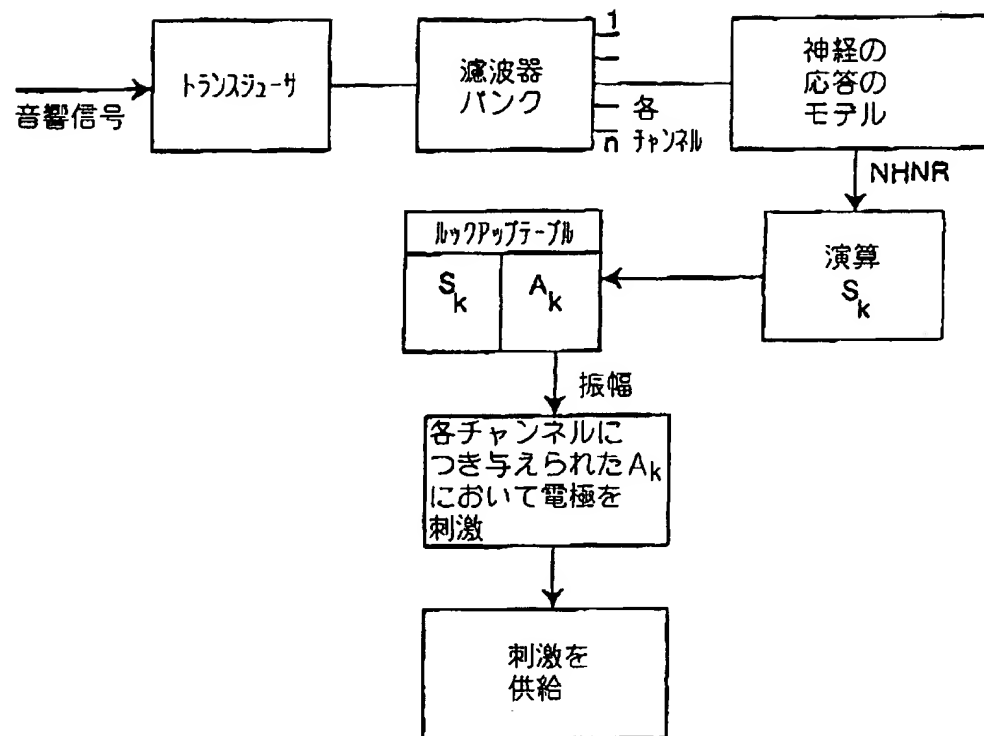
【図9】

Fig 9.



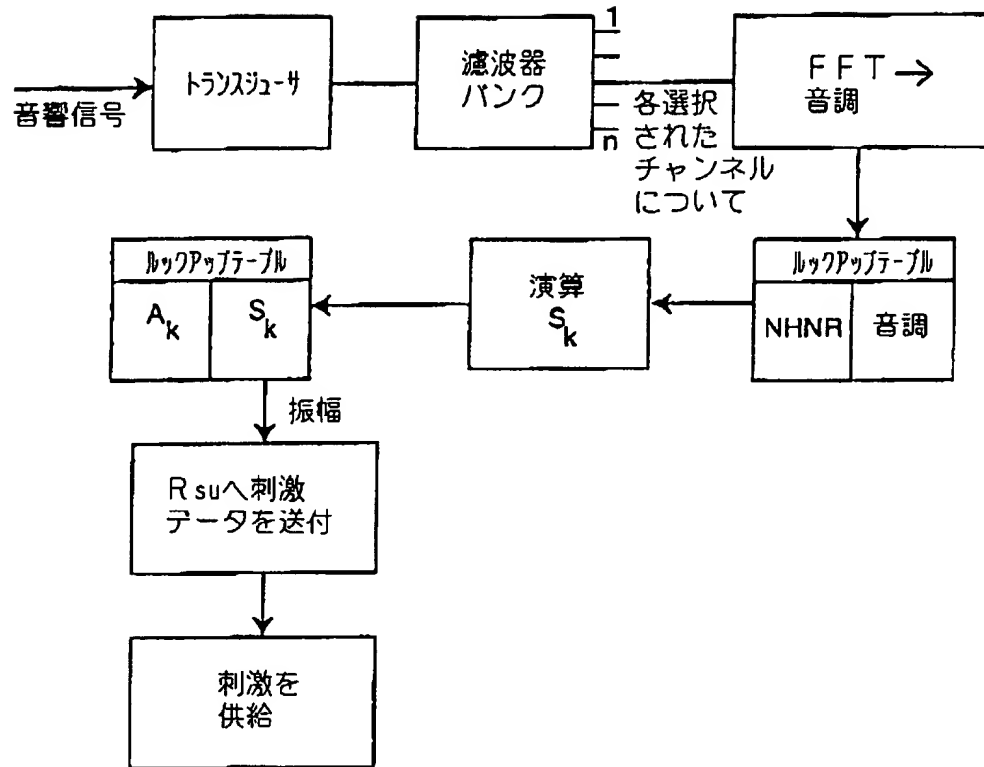
【図 10】

Fig 10.



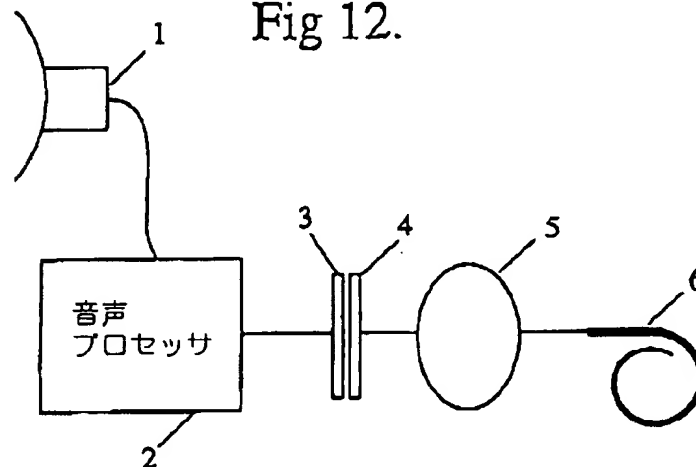
【図11】

Fig 11.



【図12】

Fig 12.



【図13】

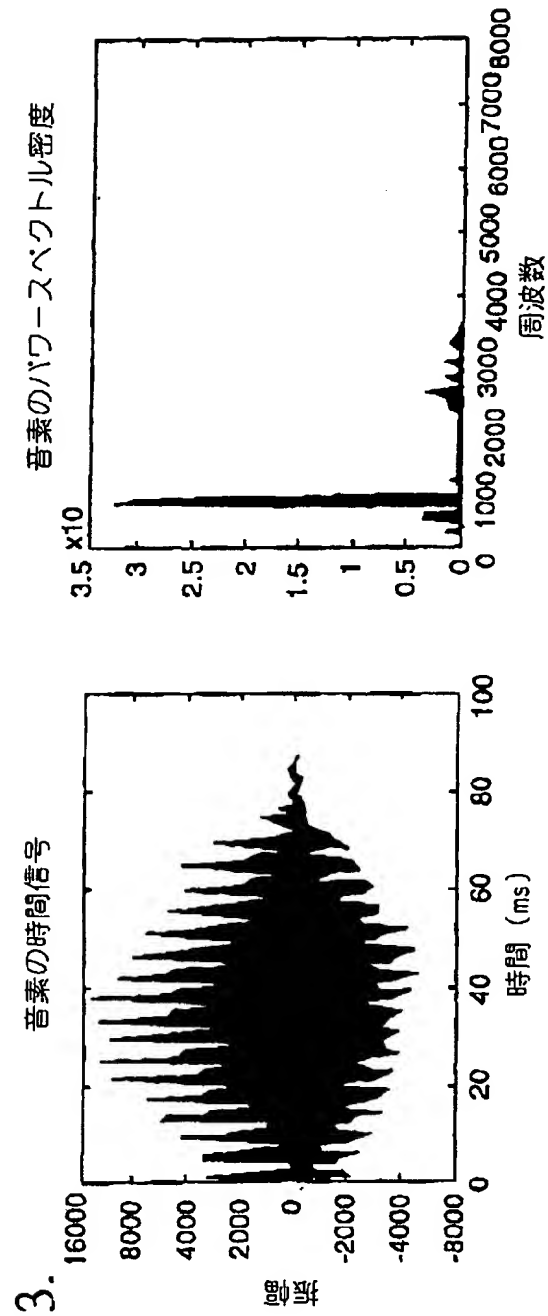
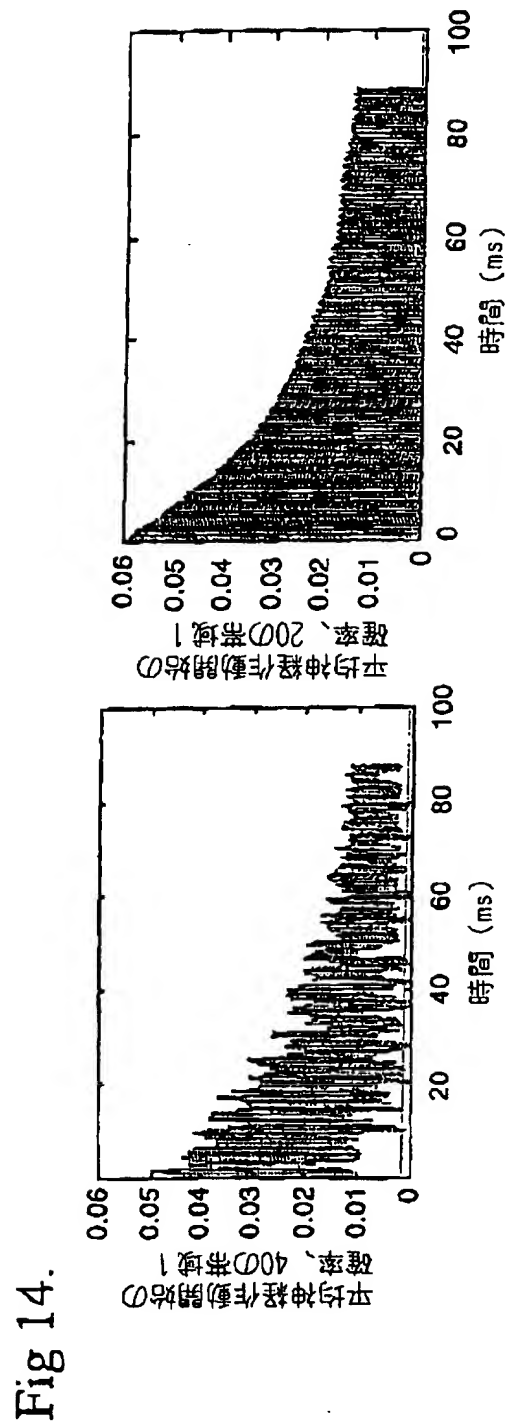


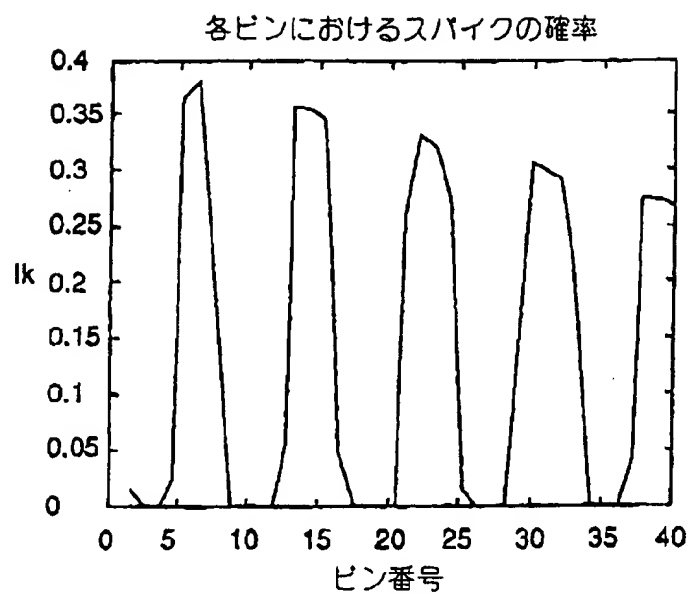
Fig 13.

【図14】



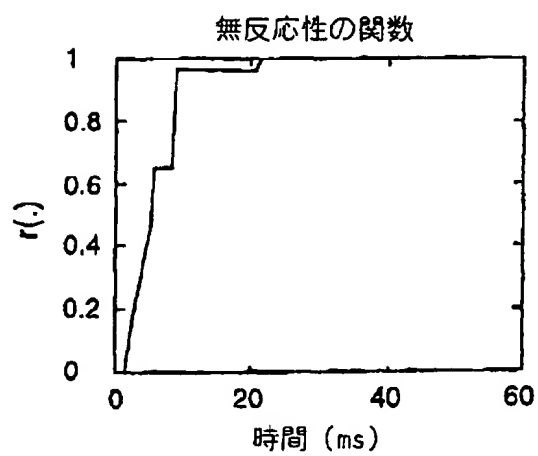
【図15】

Fig 15.



【図16】

Fig 16



【手続補正書】特許法第 184 条の 8 第 1 項

【提出日】1996 年 10 月 28 日

【補正内容】

明細書

多重パルス刺激装置

技術分野

本発明は電氣的刺激を提供する装置、および人工内耳(移植蝸牛刺激装置、cochlear implants)のような聴覚補強のための電氣的刺激の方策を提供する方法および装置に関する。

背景技術

種々の形式の人工内耳が提案され、また製造されてきた。本発明の説明の目的のために、コクリアリミティド社(Cochlear Limited)から商業的に入手可能であるような装置を参照することができる。しかし、本発明が他の形式の聴覚補強装置にも同様に適用可能であることが了解されるべきである。蝸牛内の電極アレイが、受信刺激器ユニットとともに、電極アレイ内の選択される電極対に電氣的刺激を与えるために、患者に外科手術的に移植される。受信刺激器ユニットは、誘導式の経皮的なリンクまたは直接の経皮的な接続を通して、外部の音響処理装置およびマイクロホンへ接続される。

本発明は主として、適切な刺激を選択する過程、および音響的刺激に応答して供給される実際の刺激のパルスに関するものである。知られている装置によれば、刺激は電極の種々の対の間に印加され種々のモードの刺激を発生させることが可能である。一般的に、選択される電極の対は、検出された音調のピッチに関係する。この場合において、刺激は一致したパルスのタイミングと形状を一般的に使用してきており、振幅は検出された音響信号の振幅を参照して決定される。ピッチの知覚表象を誘導するために、検出された音調に

関係する割合で刺激を行うことも知られている。

しかし、これらの刺激に応答する患者の知覚が、正常の聴覚機構を用いる知覚とは相違することが決定されている。特に、そのような刺激に対する聴覚神経の

応答が、同じ音響に対する正常な聴力の人間の神経の応答とは全く相違していることが決定されている。

Parkins ほかの論文 “A fibre sum modulation code for a cochlear prosthesis” ニューヨークアカデミーオブサイエンスの年報、1983年、第490 頁、において、著者は、音響の刺激に対する正常の聴力の人間の神経の応答を模擬するやりかたで刺激を与えることを論じている。刺激の波形は、複雑な数学モデルを用いて変調され、刺激後の時間のヒストグラムが正常な聴力の場合のヒストグラムに近似するようにされる。しかし、記述されている装置は、移植可能なまたは可搬式の装置における実施の容易にするような実時間の処理には適していない。

scott ほかの米国特許明細書第4495384 は、人工内耳用の実時間処理の装置を開示する。この開示は、神経線維の無反応期間を補償するシステムを記述しておらず、その結果として、発生する刺激は、正常の聴力の場合に類似する時間領域の波形を有する神経の応答を提供しない。

MotzとRattay の “Signal processing strategies for electro stimulated ear prostheses based in simulated nerve response” (1988) において著者は聴覚神経の線維の過分極、およびその結果としての高次のフォルマントについての患者の知覚の欠如に関連する問題を論じている。刺激は、単一の電極から与えられるものであるように、模擬された。著者は、当初の刺激のパルス後に追加のパルスを使用し、後のパルスは振幅が相当に直線状に増大しているようにすることを提案する。この文献には、聴覚神経の構造に希望

される刺激後の時間のヒストグラムを生成させるようパルスを選択することは記述されていない。

本発明の 1 つの目的は、電氣的刺激を発生させる実用的な装置を提供し、正常な聴力の人間の神経の構造の、与えられた音響刺激に対する時間領域の応答により良好に近似する聴覚神経の応答が発生するようにすることにある。

発明のサマリー

本発明の 1 つの観点によれば、本発明においては、音響信号に対応する電気信号を受理する処理手段および蝸牛へ電氣的刺激を供給するに適合した刺激手段を

具備する聴覚の補強装置であって、該刺激手段は蝸牛内に作動的に位置する複数の電極を有する電極アレイを包含し、該補強装置は選択された電極に刺激が与えられることが可能であるよう配置され、該刺激手段は該処理手段から受理する制御信号に応答するものである、人工内耳装置において、

該処理手段は、予め定められた指示のセットに従い該電気信号を処理し、該指示のセットは、刺激されるべき電極を含み音響信号に応答して適用されるべき刺激、刺激の振幅、および刺激の時刻を決定し、該処理手段は、該刺激手段へ制御信号を供給し該刺激手段を一組の刺激を発生するようにさせ、該一組の刺激は、少なくとも1つの電極について、第1の刺激のパルス、および該第1のパルスで刺激される複数の神経の線維の相対的な不応期内において少なくとも1つの追加のパルスを包含し、該一組の刺激は、該一組の刺激に応答する患者の神経の構造が、該音響信号に対する正常の聴力の人間の時間領域の応答に近似する時間領域の応答特性を有するように選択されるものである、ことを特徴とする人工内耳装置が構成される。

指示のセットは好適には、音響信号に対応する電気信号を、信号

の部分が予め規定された特徴の群の1つに対応することを識別するよう解析する。これらは例えば、音素、音調、または和音を包含する。刺激のセットを提供するルックアップテーブルが形成されることが可能であり、該刺激のセットは音響特徴に対応する適切な時間領域の神経応答を作動的に誘導するよう決定されている。その代りに、神経応答は直接に演算されることが可能である。次いで、この刺激は電極アレイを通して供給される。

刺激のセットは、神経線維の選択されたポピュレーションを刺激するように選択されることが可能であり、その場合に神経線維の無反応期間が考慮に入れられている。刺激のセットはまた、特定の神経線維の応答を考慮に入れ、好適には特定の患者の応答に適合させられることが可能である。例えば、各患者は電極アレイの相異なる挿入の度合いを有する可能性があり、幾つかの電極は操作後において活性的でない可能性があり、また相異なる患者が相異なる神経残存の度合いを有する可能性がある。刺激のセットは、個別の音響的刺激に対する正常の聴力の

患者の時間領域の応答に近似させるための、刺激に対する神経の応答を可能にするよう選択される。この応答は、刺激後についてのヒストグラム、スパイク間の間隔のヒストグラム、および／または、個別の神経の期間のヒストグラム、神経の選択された帯域またはポピュレーションの期間のヒストグラムを参照して、または刺激からの他の遠隔通信により決定されることが可能である。

刺激のセットは、好適には神経応答のモデル、および統計的および／または数学的な解析を用いて、予じめ設計されることが可能である。その代りに、刺激のセットは実時間で演算されることが可能である。刺激のセットは単一のユニットの効果、またはポピュレーションの効果または好適にはこれら両者を考慮に入れるよう演算さ

れることが可能である。本発明は、相異なる音響入力、個別の患者の独自性、の両者について刺激を適合させることを可能にする。電氣的刺激により生起せられる聴覚応答の時間領域の波形が正常の聴力の人間により経験されるものにより近く接近するほど、患者が発生する知覚を解釈することがより容易になるのであると信じられている。

図面の簡単な説明

本発明が添付の図面を参照しつつ説明されるが、添付の図面において、

第 1 図は、本発明のための理論的基礎の観点を概略的に示す図、

第 2 図は、本発明による処理をブロック形式で示す図、

第 3 図は、刺激の機能に対するスパイクの割合の、理論および測定によるプロットを図表的に示す図、

第 4 図は、神経の集合のサンプルの期間のヒストグラムを示す図、

第 5 図は、本発明の一実施例による、多重のパルスのヒストグラムを示す図、

第 6 図は、標準の技術により発生させられるヒストグラムを示す図、

第 7 図は、本発明の一実施例によるヒストグラムを示す図、

第 8 図は、第 5 図の出力を発生させるために必要な電流の水準を示す図、

第 9 図は、刺激により励起される作動のポテンシャルの広がりを示す図、

第10図および第11図は、本発明の他の実施例をブロック形式で示す図、

- 第12図は、蝸牛の移植のシステムを概略的に示す図、
第13図は、音素に関連する時間およびパワーの信号を示す図、
第14図は、ニューロンの種々の帯域についての作動開始の確率を示す図、
第15図は、特別に選択された帯域についての種々の期間におけるスパイクの確率を示す図、
第16図は、無反応期間の関数の例を示す図である。

発明の記述

本発明は、音響の補強装置を装着した患者へ電氣的刺激を適用する広範囲の原理に関する。本発明は特定の実施例に関して記述されるが、可能な実施例の広範囲の変形が存在することが強調されるのである。例えば、要求される刺激を推定するには、神経の応答について種々のモデルが用いられることが可能であり、種々の刺激用の配置、例えば経皮の接続、が用いられることが可能である。

考慮される形式の蝸牛の移植のシステムは、第12図に示され、一般的には、マイクロホン1を具備し、該マイクロホンは音響信号を受理し対応する信号を音声プロセッサ2へ進行させる。音声プロセッサは、受理した電気信号を処理し、刺激データの1つのセットを発生させる。これは、パワーとともに、外部コイル3から内部コイル4へ伝送され、次いで受理刺激器ユニット(RSU)5へ伝送され、該受理刺激器ユニットは刺激のパルスを電極列6の選択された電極対へ供給し、それにより、神経線維を刺激し使用者へ音響の知覚を提供する。

神経の応答は、自明の関数、例えば入力の音響の信号、として導かれることはできない。応答を正確に模擬することの困難性の1つの観点は、システムの複雑性に関係する。正常の聴力の耳は約30,0

00の神経線維を有し、その各々は刺激期間のどの時点においても、他とは独立に、作動のポテンシャルに到達することができる。システムが正常の聴力の場合と同じ振舞いを行うようにさせる電気パルスが発生させることは可能ではない。

本発明の実施の1つの観点は、パルスの数、振幅、形状、および率を変化させ、NHNrの近似を実現させることである。これは特に、作動のポテンシャルの正確な数(1つの代表的な繊維にわたり、またはその代りに線維の集合にわたり、計

数されたもの)を波形の各々の「位相」内で、または波形の多くの適切に選択された位相にわたる平均において実現することにより達成される。この位相は刺激の期間における利用可能な区分に対応し、このことは変調率で制限されるのであり、もし変調率が音調の周波数の4倍であれば、各「位相」は波形の4分の1になる。このことはNHNRの階段状の近似をもたらし、この近似は音響の場合に極めて類似する。特別に設計された刺激は、模擬された音調の各期間にわたり適用され、聴覚的および電気的な刺激に対する聴覚神経の応答の計算機による模擬および数学的解析により設計される。

空間・時間的な神経の応答を改善するために、波形の変形が用いられる。これらの変形は、NHNRの空間・時間的なパターンをよりよく模擬するため、パルスの数、振幅、間隔、および幅の変形を包含する(ただしそれに限定されることはない)。これらの自由度は、従来のシステムにおいても提供されるが、一般的には利用されていない。

本発明は、種々の応用における要求にしたがい、種々の形式の時間的応答を可能にする。1つの方法は、刺激の期間当り複数のパルスを適用することにより刺激当りの正確な集合のヒストグラムにできるだけ近い近似を実現するよう本発明を利用することである。パ

ルスの振幅は、波形の各部分において正確な数の作動のポテンシャルを発生するように選択されることが可能である。パルスの寸法は、種々の手段を用いて選択されることが可能であり、該手段の例は下記に記述される。

本発明のその他の観点は、ニューロンの屈折の特性を利用することにより、本発明により、電極の刺激範囲(SRE)内において相異なる帯域が相異なる時刻に作動開始するように刺激を供給することが可能であることである。これは、刺激が、各帯域内における希望されるパルス間のタイミングに実現することを可能にし、それにより正常の聴力における帯域間の位相の關係に近似させることができる。選ばれる帯域の寸法は選択することが可能であり、それにより帯域は患者の最良の知覚を生じさせる寸法に選択されることが可能である。これは、患者ごとに慣例化されることが可能である。

本発明は主として、標準の二位相のパルスを利用する利用可能な移植のシステムの場合について記述される。パルスの形状を変化させることは、関連する神経の構造の時間領域の応答を必然的に変化させる。明らかに代替のパルス形状は前記の効果の詳細部分を変化させるけれども、本発明の範囲は、現実のまたは標準のパルス形状の使用に限定されるものではない。

本発明がより充分に理解されるために、最初に簡単に、理論的基礎を考慮することにする。従来の蝸牛の移植においては、聴覚神経のニューロンは、電極列における電極間に一連の二位相の電流を印加することにより刺激される。二位相の刺激の各々はニューロンの1つの群を作動開始させる。刺激により作動開始するニューロンの数は、刺激を行う電極に対するニューロンの群の相対的位置のような要素、およびニューロンの刺激の経歴により決定される。過去の刺激のために多数のニューロンが不応期にある場合には、新しい刺

激の適用は、最初に刺激される場合にそうであるほど多くを作動開始させることはないであろう。

本発明により、単一の電極に近接する神経のみでない神経のより広範囲の集合の時間的応答の代表がどれであるかの評価を提供することは、さらに望ましいことである。刺激電極に対する位置による、ニューロン応答の変動を克服するために、ニューロンは条片に分割されたものと考えることができ、この条片の各々は、与えられた刺激パルスの適用により均等に刺激されるニューロンを含むと仮定される。これは第1図に概略的に示される。電極10, 11の領域におけるニューロン12は i , $i+1$ 、等の符号の付された条片に概念的に分割される。

単一の二位相の刺激が種々の振幅において電極10, 11間に印加され、ニューロンの i 番目の条片が監視されると仮定する。もちろん実際には任意の与えられたパルスが多重の条片を刺激するであろうが、この条片は刺激用の電極に最もよく応答するニューロンを包含すると仮定する。刺激の関数 S_K は K 番目のパルスからの神経の応答をあらわす。 A_K は K 番目のパルスの振幅である。各条片について、 A_K と S_K に関する表を作成することは可能である。

実際には、ニューロンは、個別の二位相のパルスによってではなく一連の刺激

により刺激される。各電氣的刺激は、 N_{ik} の作動のポテンシャルのニューロンの単一の条片から、ニューロンの応答を導出するが、ここに N は条片におけるニューロンの数であり、 1_k はパルス k の期間において作動のポテンシャルを達成する条片からの任意のニューロンの平均の確率である。 1_k を導出する一連の刺激用パルスにおけるパルスが、 S_k を導出する個別のパルスと同じ振幅を有することは知られており、この場合に S_k と 1_k は下記のように関係している：

$$S_k \approx 1_k / \left[1 - \sum_{w=k-(n+c)}^{k-1} \ell_w \gamma(k-w) \right]$$

パルス期間は T に等しいとする。 $(n+c)$ は相対的不応期間の長さを T で除算したもの、 $\gamma(k-i)$ は、 1 から最後の作動のポテンシャルからの時間に T について測定された不応関数を減算したものである。

したがって、 S_k を決定し次いで適用されるべき二位相のパルス A_k の適切な振幅をルックアップすることにより、特定の 1_k を発生させることが可能である。

以上において、神経線維の i 番目の刺激された条片における希望される神経の応答 1_k を実現するために、適用されるべき二位相の刺激の振幅をどのように決定するかが示されてきた。

神経の応答への音響信号の連系

蝸牛移植の技術において用いられる現在の音声プロセッサは、音声の有意の特徴を抽出することに依存する。例えば、SMSP過程を用い、受理される音響信号に対応する電気信号は、帯域通過濾波器、例えば16により処理され、それにより各チャンネルにおける振幅に対応する信号が発生する。最大の振幅、例えば6を有する該振幅の信号の選択された数は、刺激用のパルスの振幅を変調するために用いられる。

本発明をそのようなシステムを組み込むためには、刺激が発生すべき各帯域において、正常の聴力の条件下において実現する可能性のある 1_k を演算することが必要である。この 1_k は、蝸牛の適切なモデルおよび正常なニューロンの応答を用いることにより演算されることが可能である。例えば、Parkins et al. “A

Fibre Sum Modulation Code for a Cochlear Prosthesis” , Annals of the New York Academy of Sciences, 1983, p. 490、または、他の多くの発表されたモデルの 1 つを参照されたい。

York Academy of Sciences, 1983, p. 490、または、他の多くの発表されたモデルの 1 つを参照されたい。

次いで 1_k は前記の等式により適切な S_k に写像され、 A_k から S_k への写像は適用されるべき二位相のパルスの振幅を決定するために用いられる。この過程は第 2 図に示される。入力信号 20 は特定の特徴または特徴のセットを抽出するために、ソフトウェア 21 により処理される。この過程は従来の蝸牛移植の形式、例えば SMSF または フォルマントの識別であることが可能である。その代りに、音素又は類似の特徴、例えば個別の音楽音調を認識するソフトウェアの過程であることが可能である。認識された特徴はルックアップテーブル 22 を通して参照され希望される正常の聴力の神経の応答を提供し、該神経の応答は抽出された特徴の知覚に対応する。次いで S_k は前記の等式を参照して決定されることができる。次いで、各パルスについての振幅 A_k はルックアップテーブル 24 から導出されることができる。同時に、この実施例によれば、入力信号 20 は空間的な刺激について電極対を選択するように処理 25 される。次いで、刺激は、導出された A_k を 25 で選択された電極の場所と組み合わせることにより決定 26 され、刺激のセットが電極列 27 に供給される。

ルックアップテーブルは、任意の従来の記憶装置を使用して提供されることが可能である。第 1 のテーブルは患者の知覚の要求される形式、すなわち、対応する正常の聴力の神経の応答のパターンをとともなう抽出された特徴（例えば、音素または音調）である。テーブルへの他の入力は、知覚の要求される音量の水準である。ルックアップテーブルの出力は、電氣的刺激のセットであり、該電氣的刺激は希望される神経の応答を実現させる。これらは、好適には、前記の方法に類似の方法によりオフラインで演算され、記憶される。この配置はプロセッサの容量の減少を可能にするが、その理由はす

べての波形が完全に演算される必要がないからである。

第2のルックアップテーブル24は、入力として、刺激のパルスの幅、刺激の割合、および希望される刺激の関数 (S_k) を必要とし、これについて要求される刺激の振幅 A_k を返還する。ルックアップテーブル用の値は種々の方法で求められることが可能である。1つの方法は、種々の振幅および割合（各パルス幅について）における種々のパルス割合についての、動物の研究を用いることである。測定される応答から、「s」の関数が演算されることが可能である。

第3図は、二位相のパルスの期待されるスパイクの割合を、S関数（与えられたパルス割合とパルス幅について）対実際の実験結果の関数として表示する。実験結果は、種々のパルス割合およびパルス強度における固定された幅の二位相のパルスを入力し、神経の応答の割合を図表であらわすことにより得られた。理論値は下記のように演算されることが可能である。

作動のポテンシャルのタイミングを記述する確率的な過程は自己励起点の過程 (SnyderおよびMiller, 1991) であると仮定する。時間 t までのスパイク（事象）の数を N_t であると規定すると、任意の時間 t において、最後のスパイク以来の時間は $t - t_{N_t}$ に等しい。ポイントの過程の強度 (Snyder and Miller, 1991) は、 $s(t) r(t - t_{N_t})$ に等しい。ここに、 $s(t) \geq 0$ は刺激に関係する関数であり、時間に依存するものであり（ニューロンの特性およびニューロンに供給される信号により決定される）、 $r(\cdot) \geq 0$ は無反応期間の関数であり、最後の作動のポテンシャル以来の時間の関数として作動のポテンシャルの発生の割合を低下させるものである。 $r(\cdot)$ はニューロンの特性によってのみ決定され、およびおそらく刺激（電氣的または音響的）の形式により決定され、刺激の寸法には無関係である。

システムにおいて s 関数は期間 T の間隔をおいた同一のパルスのセットであり、各パルスの幅 W はニューロンの死時間より小であると考える。無反応期間の関数 $r(t - t_{N_t})$ は下記の領域にわたり一定であるとする：

$$r(t - t_{N1}) = \begin{cases} 0, & 0 \leq (t - t_{N1}) \leq W \\ \alpha_n, & nT - W \leq (t - t_{N1}) \leq nT + W, \\ & 1 \leq n \leq (b - W) / T \\ 1, & (t - t_{N1}) \geq b \end{cases}$$

この領域にわたり一定であるとするのである。

次のように規定する。

$$A = e^{-\int_0^W s(\tau) d\tau}$$

ここにAは、パルスの期間においてポアソン割合 $s(t)$ をとる点が存在せず、無反応期間の効果が存在しない確率である。 α_n は、最後の作動のポテンシャルが n パルス前に生じた場合における、屈折の関数の寸法である。Nを最小の整数であって、 $(N+1)T - W \geq b$ であるもの、と規定する。その場合に、定常時の神経の作動開始の平均の割合は、下記で与えられる。

$$R = (1 - A) / \left[T \left\{ 1 + \sum_{n=1}^N \left(1 - A^{1 - \alpha_n} \right) A \sum_{j=1}^n \alpha_j \right\} \right]$$

次いで、与えられた条件につき、S関数を電氣的強度へ関係づけるルックアップテーブル用の値が導出されることが可能である。これ

は幾つかの方法で行われることが可能である。

比較的簡単な方法は、パルスの割合および強度の幾つかの条件下において神経の応答を測定することにより発生させられる与えられたパルスについて「S」関数を単に測定することを、必然的にともなう。

例えば、第3図から、強度が約35のパルスは、200ppsで発生させられると、約

10のS関数に等しくなり、強度の増大は、直線状の正のオフセットの関係においてS関数の増大におおよそ関係する。

その代りに、200ppsにおいては、例えば20のS関数を発生させるためには、約40の強度の刺激が必要である。

もちろん、さらに研究を行えば、関係のより詳細な表現がもたらされることが可能であるが、この簡単な当初の方策は合理的な表現を提供する。

与えられたパルスの割合および幅についての必要な電流値を決定する代替の方法は、一定の割合と幅で一連のパルスを（各患者について）適用し、電流のしきい値および快適性の水準を決定する方法であろう。次いで、各水準における実効的な「S」関数の寸法を表示する第2のパラメータは、マスキングの研究またその代りに実験により決定されることが可能であり、該実験においてはパラメータが変化させられ、知覚の応答が記録される、すなわち、電流強度とS関数の間の与えられた比例性の仮定の下に、特定の音響がコード化され次いで患者に対し反復的に演奏される。「最良の」応答を返還する比例性は、自然性の観点についても、信号の識別可能性についても、ルックアップテーブルに記憶されることが可能である。

したがって、この特定の実施例においては、3つのパラメータが存在することが可能であり、それは、しきい値および快適性の水準の電流、および、電流強度（与えられたパルス割合における）を「

S」関数に関係づけるスカラーのパラメータである。これは、各電極刺激の組合せについて行われることが必要である可能性があることに注意すべきである。（すなわち、各々についての単極性のもの、各対についての二極性のもの、等）

本発明の範囲内において、パルスのタイミングは種々のやりかたで決定されることが可能であることが了解されるべきである。簡単な実施例においては、すべての電極について一定のパルス割合が用いられるべきである。このパルス割合はもちろん、相対的な屈折の期間、代表的には20ms、より速くなくてはならず、好適な値は1msである。好適な実施例においては、各電極について、隣接する神経のポピュレーションの特性周波数の整数倍であるようなパルス割合が用いられる

。

第10図は、本発明の代替の実施例をブロック形式で示す。この場合において、受理した音響信号はトランスジューサにより処理され次いで n 個の出力をもつ濾波器のバンクへ進入する。例示としては、この数は6である。各チャンネルについて、神経の構造のその部分の神経応答のモデルは、チャンネル内に含まれる音響信号のその部分についての正常聴覚神経応答 (NHNr) を発生させるために用いられる。次いで S_K が前記の等式を用いて演算されることができる。 S_K は、前に論じられたように、ルックアップテーブルにおける A_K に関係することができる。次いでこの A_K は、適切な電極対を振幅 A_K で刺激するために、RSU への指示の基礎として用いられることができる。

第11図は、第10図に関係する実施例を示す。両者の相違は、濾波器のバンクからの各チャンネルの出力について、基本の音調を導出するためにFFT 技術が用いられることである。第1図に関連して記述されるものに類似の過程を用いて、この音調はルックアップテ-

ブルを通してNHNrへ関係づけられ、 S_K が演算され、追加のルックアップテーブルから対応する A_K が決定される。次いで刺激の指示が決定された A_K にもとづいてRSU へ送られ、音調に対応する電極の場所へ送られる。この過程は、各チャンネルについて行われ、またはSMSP技術により決定される最大の振幅を有するチャンネルの選択されたセットについて行われることが可能である。

第8図および第9図は、本発明の原理を示す。ポピュレーションの応答を1 kHz の音調についてのNHNrからのものに類似になるようにするには、 $4 \mu s$ の二位相のパルスの連続的に反復するセットを適用し、その場合に振幅は4, 6.5, 7, 0の比率でありその結果の神経応答は10, 24, 10, 0の比率であるようにすることが可能である。これは第8図および第9図に示される。

以下に記述する説明用の例により提案される刺激の方策は、蝸牛移植用の音声プロセッサについての実施が可能であるよう設計され、該音声プロセッサは信号を二位相のパルスの形式にコード化する。図示される例は、固定幅、二位相、二極性のパルスを用い、その場合全体のパルス幅は $250 \mu s$ である。

第6図は、期間当り1パルスを用いる、換言すれば標準の刺激の技術を用いる、出力パルスを示す。そのような固定の割合の刺激の技術は、刺激の周波数以外の任意の周波数における希望される出力のヒストグラムの密接な近似を構成することはできないことは明らかである。

多重パルスの電氣的刺激のモデルは、試行錯誤の様式で電流の水準の1つのセットが見出されるまで反復されるが、このことは本発明により要求されるヒストグラムを提供する。その結果は第7図に示される。各期間について実際のヒストグラムは第5図に示される希望される近似に密接に類似している。第6図と比較すると、本発

明がより密接な近似を提供することは、明らかである。

実例

下記において、特定の音響入力に関して、本発明の技術の実施状況が記述される。

音素 /ə (短い「eh」のように発音される) が、パワーのスペクトル密度とともに示される。スペクトルが周波数スペクトルにおいて幾つかのピークを有することに注意されたい (約800, 500、および 200Hzにおいて)。これらは、刺激のために目標とされる主要な周波数として用いられることが可能である。信号は、独立した音響からのものである。

この実例は、Benjamin D. Brayand, John D. Gowdy “Simulation of Stages I and II of Seneff’s Auditory Model (SAM) Using Matlab”, Proceedings of the 1993 Matlab User’s Group Conference、からのモデルに適用された。

該モデルは、基底膜の40の領域からのニューロンについての平均神経応答を提供する (高周波数から低周波数への特性周波数にわたり)。もちろん、モデルは要求される任意の数の帯域について設定されることが可能であり、例えば各刺激用電極に対応する帯域の応答についてである。幾つかの帯域についての応答が第14図に示される。この結果を得るために他のモデルおよびソフトウェアを用いることが可能であることが了解されるであろう。

本発明の技術は、電極に近いニューロンの特性周波数に対応する各帯域をコー

ド化するために用いられることが可能である。いまのところ、（例えば）帯域40が電極に対応すると想定し、その電極用のパルスが発生させるために本発明の技術がどのように用いられ得るかを検討することにする。他の電極もまた同時にコード化される

ことが可能であることが了解されるであろう。

ここでの神経の応答においては、2つの観点が存在する。おそらくは初期の効果による、時間の経過につれての確率の大幅な低下、および、微細構造である。本発明は、両者について使用者に情報を提供する。

ここにおける応答の微細構造は、4msの周期または 250Hzの周波数に対応する、80msにおける約20の周期を有する。例として、周期あたり8パルスについてコード化を行い、その場合に2000Hzのコード化の周波数、または換言すれば 0.5msのビン寸法が必要である。

図表に示される確率は、前記の理論による、1_KまたはNHNRである。それゆえ、与えられた公式を用いて、S_Kを算出することができ、該S_Kは必要な応答を与える。

われわれが制御することを望むニューロンのポピュレーションは3つのほぼ均等に刺激可能な領域であると近似することができる（中央のものが最も刺激しやすい）と仮定すると、われわれは、この加算されたポピュレーションから作動のポテンシャルの総数（加算されたポピュレーションにおけるニューロンの総数で除算される）が図面の曲線に従うことを望む。

下記の等式を使用する。

$$S_{k,i} \approx 1_{k,i} / \left[1 - \frac{k-1}{k-(n+c)} \sum 1_{w,i} \gamma(k-w) \right]$$

$$\approx 1_{k,i} / G_{k,i}$$

ここに、S_{K,i}はパルスKの間のi番目の領域についての刺激関数、1_{K,i}はパルスKの間のi番目の領域についての神経応答の平均確率γ(K)は、1から、

最後の作動のポテンシャルが時間 K .

T だけ前に生じた場合について演算された無反応期間の関数を減算したものに等しい。

次いで、各 0.5ms のビンにおける作動開始の確率は第15図に示されるように演算されることができる。

この演算から、最初の10のビンについて要求される確率は下記のとおりである。

K	$\frac{1}{K}$	K	$\frac{1}{K}$
1	0.014	2	0.000
3	0.000	4	0.022
5	0.371	6	0.382
7	0.231	8	0.001
9	0.000	10	0.000

与えられた電気パルスは、刺激の場所から相異なる距離において相異なる応答を導出する。 α_j は或るパルスについての名目の S と i 番目の領域について発生した実際の S の間に比として規定される。3つのサブ・ポピュレーションについての α_j を、各ポピュレーション (1, 2, 3) について 0.7, 1, および 0.7 であると仮定することにする。

第16図は無反応性の関数 $(1 - \gamma)$ の近似値を与え、 γ (ガンマ) は最初の3つのビン (1ms) については (極めて近似的) に約 1 であり、その値から減少して約 25ms (50番目の) ビンの後に約 0 になる。したがって、任意のビンにおける応答を演算するとき、最後の50ビンからの応答は適切なものである。

それゆえ、 γ (ガンマ) は最初の2つのビンについては約 1 であり、ビン10ぐらいの後には 0.5 であり、次いでビン45の後には 0.97、等である。3つの小領域の全部からの必要な刺激当りのポピュレーションの時間ヒストグラムを得るためには、下記の公式を適用す

る：

$$S_k \approx 1_k / \sum_i \left[G_{k,i} \alpha_i \right]$$

したがって、演算を行うためには：

1. 時刻0より前においては作動開始の有意な量は存在しないと仮定する。（先行の証拠物がより早くコード化されたのであれば、プロセッサは、その証拠物からの 1_k の値、およびどれくらい以前であったかを記憶しているはずである）

。

2. 各パルスまたは「K」にわたりループ動作を行う。

3. 前記したように $G_{k,i}$ を演算する。

4. 前記の等式を用い必要な S_k を演算する。また、3つの $1_{k,i}$ の値を記憶させるが、これは将来の $G_{k,i}$ の値の演算における使用を呼び起こす。

5. ルックアップテーブル（前記で論じられた）を用いて、必要なパルス強度を決定する。

6. 正確な時間の値のためにパルスを管理し、ステップ2へ進む。

この手順は、従来のソフトウェア技術を用いて容易に実施可能なものである。

読者には明らかであるように、本発明の一般的な範囲内において変形および置換が可能である。特に、種々の処理用の要素が種々に配置され、それにより例えば、幾つかのまたはすべてのルックアップテーブルが装置の移植された部分のなかに位置するようにされることが可能である。

請求の範囲

1. 音響信号に対応する電気信号を受理する処理手段および蝸牛へ電気的刺激を供給するに適合した刺激手段を具備する聴覚の補強装置であって、該刺激手段は蝸牛内に作動的に位置する複数の電極を有する電極アレイを包含し、該補強装置は選択された電極に刺激が与えられることが可能であるよう配置され、該刺激手段は該処理手段から受理する制御信号に応答するものである、聴覚の補強装置において、

該処理手段は、予め定められた指示のセットに従い該電気信号を処理し、

該指示のセットは、刺激されるべき電極を含み音響信号に応答して適用されるべき刺激、刺激の振幅、および刺激の時刻を決定し、

該処理手段は、該刺激手段へ制御信号を供給し該刺激手段を一組の刺激を発生するようにさせ、

該一組の刺激は、少なくとも 1 つの電極について、第 1 の刺激のパルス、および該第 1 のパルスで刺激される複数の神経の線維の相対的な無反応期間内において少なくとも 1 つの追加のパルスを包含し、

該一組の刺激は、該一組の刺激に応答する患者の神経の構造が、該音響信号に対する正常の聴力の人間の時間領域の応答に近似する時間領域の応答特性を有するように選択されるものである、

ことを特徴とする聴覚の補強装置。

2. 該指示のセットは、該電気信号を解析し、電気信号の一部が音響の予め規定された群のいずれに対応するかを決定する手段、該一組の刺激に対応する制御信号を含む該群の特徴へ参照されるルックアップテーブルを包含し、それにより、与えられた電気信号について実現するよう要求される刺激は該電気信号の解析の順次の段階

により決定されることができ、その場合に一組の刺激に対応する適切な制御信号は該ルックアップテーブルから得られるようになっている、請求の範囲 1 記載の聴覚の補強装置。

3. 該電気信号は複数の周波数チャンネル内で解析され、各チャンネルについて、神経の構造の一部の時間領域の応答の近似に対応して個別の解析が行われ、このことは周波数チャンネルに最もよく応答する神経の線維のポピュレーションに対応して行われる、請求の範囲 1 または 2 記載の聴覚の補強装置。

4. 受理された音響信号は神経応答のモデルを用いて処理されそれにより該音響信号の試料に対する正常の聴力の人間の時間領域の応答の近似が決定され、該近似は希望される刺激の振幅を導出するのに用いられる、請求の範囲 1 記載の聴覚の補強装置。

5. 該振幅は、正常の聴力の人間の時間領域の応答の近似に対応して患者につ

いての希望される刺激の関数を演算することにより決定され、それにより希望される刺激の振幅が導出される、請求の範囲 4 記載の聴覚の補強装置。

6. 該希望される刺激の関数は、ルックアップテーブルを用いる希望される刺激の振幅に関係する、請求の範囲 4 記載の聴覚の補強装置。

7. 刺激される各電極について、刺激のセットは、協働する神経の相対的無反応期間よりもより急速な速度で実現される多重のパルスを具備する請求の範囲 1 記載の聴覚の補強装置。

8. 各電極について、刺激のセットは、隣接するニューロンが刺激当たりのポピュレーションの時間ヒストグラムをあらわすように選択され、該時間ヒストグラムは、正常な聴力の人間において対応する音響刺激により発生する刺激当たりのポピュレーションの時間ヒストグラムの近似である、請求の範囲 7 記載の聴覚の補強装置。

9. 該指示のセットは、刺激用の各電極について、セットから選択された 1 つまたはそれ以上の指示に従って刺激のセットを決定し、この刺激のセットは神経の応答のモデル、予め定められた患者の応答のデータ、および該刺激手段からの遠隔通信を具備する、請求の範囲 8 記載の聴覚の補強装置。

10. 該刺激のセットの少なくとも幾つかはニューロンの種々のポピュレーションの帯域を励起するように選択される、請求の範囲 7 ~ 9 のいずれかに記載の聴覚の補強装置。

11. 該ポピュレーションの帯域の寸法は、実験的に導出された患者のデータに従い、患者による音響の知覚の自然性を最大にするよう、選択される、請求の範囲 10 記載の聴覚の補強装置。

12. 該帯域の寸法は、患者ごとに慣例化されている、請求の範囲 11 記載の聴覚の補強装置。

13. 聴覚の補強装置について選択された電極に適用されるべき刺激のセットを決定する方法であって、該補強装置は、音響信号に対応する電気信号を受理する処理手段および人間の蝸牛に電氣的刺激を供給するに適合する刺激手段を具備し、該刺激手段は蝸牛内に作動的に位置づけられる複数の電極を有する電極アレイ

を包含し、該補強装置は選択された電極に刺激が供給されることを可能にするよう配置され、該刺激手段は該処理手段から受理する制御手段に応答するものであり、該方法は予め定められた指示のセットに従って該電気信号を処理する過程を具備し、該指示のセットは、

電気信号を解析し刺激されるべき電極を決定すること、

刺激されるべき各電極について、該刺激のセットに応答し各電極に応答する患者の神経の構造が正常の聴力の人間の時間領域の応答の近似である時間領域の応答を有するように、刺激のセットを決定し、その場合に該刺激のセットは複数の刺激を包含し各刺激は少く

とも刺激の振幅および刺激のタイミングを包含するようにすること、および、

該刺激手段へ制御信号を供給し該刺激手段が該刺激のセットを発生するようにさせること、

を具備することを特徴とする刺激のセットを決定する方法。

14. 該解析の段階は、電気信号の一部が音響の特徴の予め規定される群のいずれに対応するかを決定する過程をさらに具備し、該群の特徴へ参照を行うルックアップテーブルは対応する刺激のセットを包含し、それにより与えられた電気信号について現出することが要求される刺激は該電気信号の解析の順次の段階により決定されることができ、該刺激のセットに対応する適切な制御信号が該ルックアップテーブルから得られるようになっている、請求の範囲13記載の方法。

15. 該電気信号は複数の周波数チャンネル内で解析され、各チャンネルについて、神経の構造の一部の時間領域の応答の近似に対応して個別の解析が実行され、該神経の構造は周波数チャンネルに最もよく応答する神経の線維のポピュレーションに対応するものである、請求の範囲13または14記載の方法。

16. 該決定の段階は、神経の応答のモデルを用いて実行され、該音響信号の試料に対する正常の聴力の人間の時間領域の応答の近似を決定し、該近似は希望される刺激の振幅を導出するために用いられる、請求の範囲15記載の方法。

17. 該振幅は、正常の聴力の人間の時間領域の応答の近似に対応して患者についての希望される刺激の関数を演算することにより決定され、それにより希望さ

れる刺激の振幅が導出される、請求の範囲16記載の方法。

18. 該希望される刺激の関数は、ルックアップテーブルを用いる

該希望される刺激の振幅に関係する、請求の範囲16記載の方法。

19. 各刺激される電極について、刺激のセットは、協働するニューロンの相対的無反応期間よりもより迅速な速さで現出される多重のパルスを具備する、請求の範囲13記載の方法。

20. 刺激のセットは、各電極について、隣接するニューロンが刺激当たりのポピュレーションの時間ヒストグラムをあらわすように選択され、この時間ヒストグラムは、正常の聴力の人間における対応する音響刺激により発生させられる刺激当たりのポピュレーションの時間ヒストグラムの近似である、請求の範囲19記載の方法。

21. 該指示のセットは、各刺激の電極について、神経の応答のモデル、予め定められた患者の応答のデータ、および該刺激手段からの遠隔通信からなるセットから選択された1つまたはそれ以上の技術に従い、刺激のセットを決定する、請求の範囲20記載の方法。

22. 刺激のセットの少なくとも幾つかはニューロンの種々のポピュレーションの帯域を励起するように選択される、請求の範囲19~21のいずれかに記載の方法。

23. ポピュレーションの帯域の寸法は、患者による音響の知覚を最大にするため、実験的に導出された患者のデータに従い選択される、請求の範囲22記載の方法。

24. 帯域の寸法は、患者ごとに慣例化されている、請求の範囲23記載の方法。

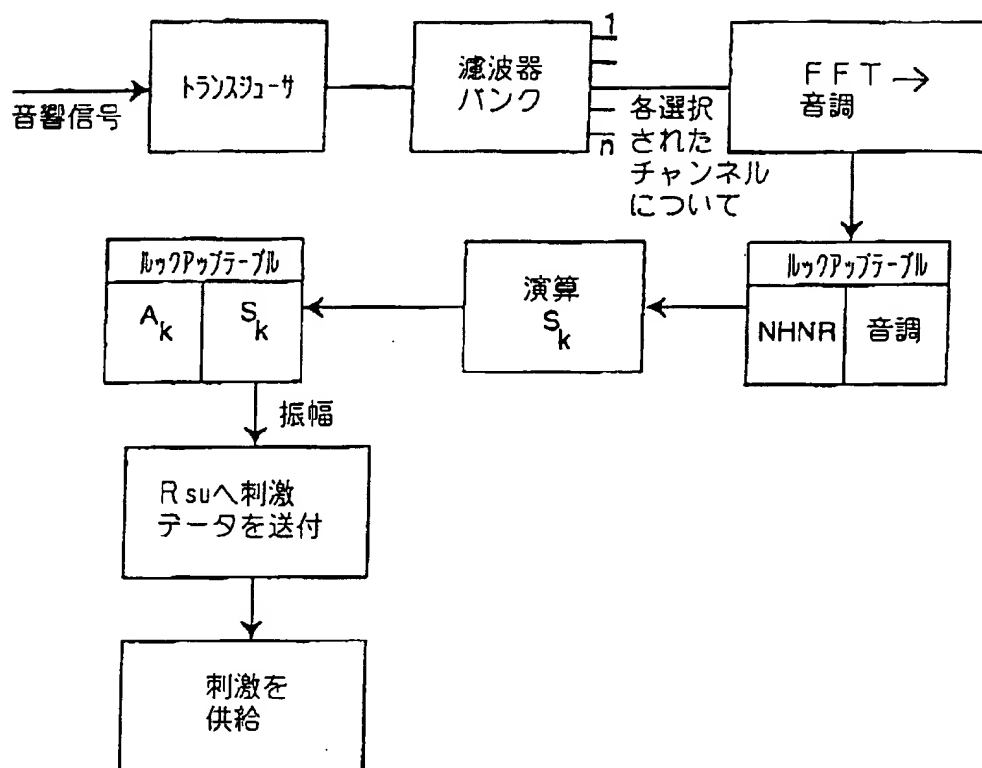
【手続補正書】特許法第184条の8第1項

【提出日】1996年11月20日

【補正内容】

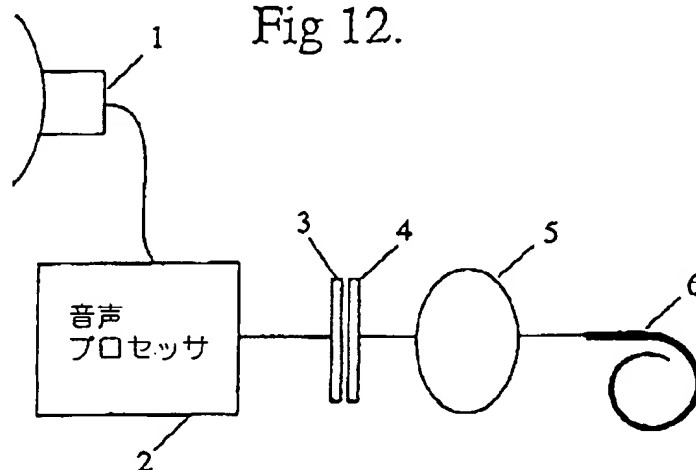
【図11】

Fig 11.



【図12】

Fig 12.



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/AU 95/00686

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
Int Cl ⁶ : H04R 25/00 A61F 11/04		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC H04R 25/00 A61F 2/18 2/48 11/04		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched AU: IPC as above		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) DERWENT JAPIO		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	WO 9103913 A (COCHLEAR PTY LTD) 21 March 1991 See entire document	13 1-12, 14-24
X A	US 4593696 A (HOCHMAIR ET AL) 10 June 1986 See entire document	13 1-12, 14-24
X A	AU 46815/85 A (UNIVERSITY OF MELBOURNE) 13 March 1986 See entire document	13 1-12, 14-24
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 9 January 1996		Date of mailing of the international search report 19 January 1996
Name and mailing address of the ISA/AU AUSTRALIAN INDUSTRIAL PROPERTY ORGANISATION PO BOX 200 WODEN ACT 2606 AUSTRALIA Facsimile No.: (06) 285 3929		Authorized officer A.K. GATELY Telephone No.: (06) 283 2208

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/AU 95/00686

C (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 4408608 A (DALY ET AL) 11 October 1983 See entire document	13 1-12, 14-24
X A	EP 54418 A (COMMONWEALTH OF AUSTRALIA) 23 June 1982 See entire document	13 1-12, 14-24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT**Information on patent family members**

International Application No.

PCT/AU 95/00686

This Annex lists the known "A" publication level patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

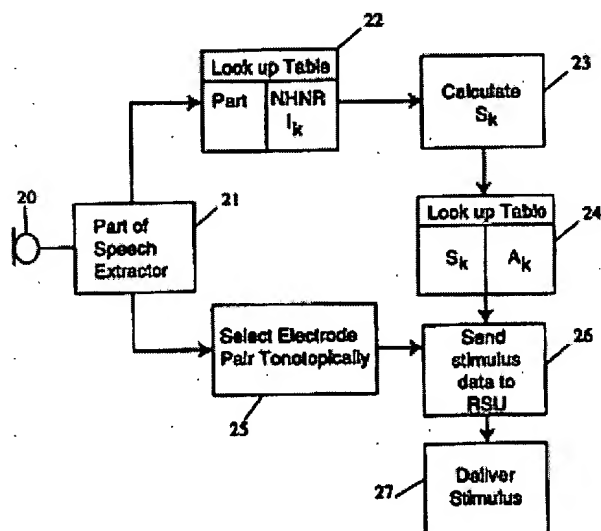
Patent Document Cited in Search Report				Patent Family Member			
WO	9103913	AU	63392/90	CA	2024845	EP	450004
		JP	4502876	US	5271397		
US	4593696	AT	44873	AU	577501	BR	8600156
		CA	1247227	CN	1006361	DE	3664561
		EP	190836	JP	3023062	US	4593696
AU	46815/85	US	4974844				
US	4408608	DE	3227483	FR	2530474	US	4408608
EP	54418	AU	541258	CA	1189147	DE	3171951
		DK	5498/81	JP	1005900	US	4515158
END OF ANNEX							

特表平(TOKUHYOUHEI) H10-508442

Patent number:	WO9612383
Publication date:	1996-04-25
Inventor:	CLARK GRAEME (AU); IRLICHT LAURENCE (AU)
Applicant:	CLARK GRAEME (AU); UNIV MELBOURNE (AU); IRLICHT LAURENCE (AU)
Classification:	
- international:	H04R25/00; A61F11/04
- european:	A61N1/36F, H04R25/00S1
Application number:	WO1995AU00686 19951017
Priority number(s):	AU1994PM08837 19941017

Abstract of WO9612383

A stimulation strategy for cochlear implants is disclosed which seeks to approximate the time domain response of a patient's neural system to electrical stimuli, to the time domain response of a normal hearing person to a corresponding acoustic stimulus. Various implementations are disclosed.



Description of WO9612383

Multiple Pulse Stimulation.

Technical Field

The present invention relates to methods and devices for providing electrical stimuli, and a strategy for electrical stimulation, for auditory prostheses such as cochlear implants.

Background Art

Cochlear implants of various types have been proposed and constructed.

For the purposes of explanation of the present invention, reference will be made to arrangements such as are commercially available from Cochlear Pty Ltd.

However, it will be appreciated that the present invention is equally applicable to other types of auditory prostheses. An intracochlear electrode array is surgically implanted in a patient, together with a receiver stimulator unit for providing electrical stimuli to selected electrode pairs within the array. The receiver stimulator unit is connected, via an inductive transcutaneous link or a direct percutaneous connection, to an external sound processing device and microphone.

The present invention is concerned principally with the process of selecting appropriate stimuli, and with the actual stimulus pulses delivered in response to the acoustic stimuli. According to known arrangements, stimuli may be applied between different pairs of electrodes, to provide different modes of stimulation. In general, the electrode pair selected is related to the pitch of a detected tone. In this case, stimuli have generally used a consistent pulse timing and shape, and amplitude is determined by reference to the amplitude of the detected sound signal. It is also known to stimulate at a rate related to a detected tone, so as to induce a pitch percept.

However, it has been determined that the perceptions of patients in response to these stimuli are different from the perceptions using the normal hearing mechanisms. It has been determined that, in particular, the response of the auditory nerve to such stimulation is quite dissimilar to the neural response of a normally hearing person to the same sound.

In a paper by Parkins et al, entitled "A fibre sum modulation code for a cochlear prosthesis", Annals of the New York Academy of Sciences, 1983 at p 490, the authors discuss providing stimuli in such a way as to mimic the neural response of a normal

hearing person to acoustic stimuli. The stimulus waveform is modified, using a complex mathematical model, so that the post stimulus time histogram approximates that of the normal hearing case. However, the arrangement described is not suited for real time processing so as to facilitate implementation in an implantable or portable device.

US patent No. 4495384 to Scott et al discloses a real time processing arrangement for a cochlear implant. This disclosure does not describe a system which accounts for the refractory period of nerve fibres, and as a result the stimuli produced do not provide a neural response having a time domain waveform similar to the normal hearing case.

In a paper by Motz and Rattay,(1988), "Signal processing strategies for electrostimulated ear prostheses based in simulated nerve response", the authors discuss the problems associated with hyperpolarisation of the auditory nerve fibres, and consequent loss of perception of higher formants by patients.

The stimuli were simulated as if presented from a single electrode. The authors propose the use of further pulses after the initial stimulus pulse, the later pulses having considerable linear increases in amplitude, to improve the perception of higher formants. There is no disclosure of selecting pulses so as to produce a desired post-stimulus time histogram in the auditory nerve structures.

It is an object of the present invention to provide a practical arrangement for generating electrical stimuli so that an auditory nerve response is produced which better approximates the time domain response of the neural structures of a normal hearing person to a given acoustic stimulus.

Summary of Invention

According to one aspect the present invention comprises a cochlear implant device, comprising processing means for receiving an electrical signal corresponding to an acoustic signal, and stimulation means adapted to provide electrical stimuli to the cochlea of a human, said stimulation means including an electrode array comprising a plurality of electrodes operatively located within the cochlea, said device being arranged so as to permit selected electrodes to be provided with stimuli, said stimulation means being responsive to control signals received from said processing

means,

characterised in that said processing means processes said electrical signals in accordance with a predetermined instruction set, said instruction set determining the stimulation to be applied in response to the acoustic signal including the electrodes to be stimulated, the amplitude of the stimuli, and the timing of the stimuli, said processing means providing control signals to said stimulation means to cause said stimulation means to produce a set of stimuli, said set including for at least one electrode a first stimulus pulse and at least one further pulse within the refractory period of at least a substantial number of the nerve fibres stimulated by said first pulse, the set being selected such that the neural structures of a patient in response to said set have a time domain response which is an approximation to the time domain response of a normal hearing person to said acoustic signal.

The instruction set preferably analyses the electrical signal corresponding to the acoustic signal, so as to identify portions of the signal as corresponding to one of a group of predefined features. These may include, for example, phonemes, tones or chords. A look up table may be provided which provides stimulus sets which have been determined to operatively induce an appropriate time domain neural response corresponding to the acoustic feature.

Alternatively, the neural response may be directly calculated. This stimulation is then presented via the electrode array.

The sets of stimuli may be selected so as to stimulate selected populations of nerve fibres at different times, so as to take account of the refractory period of the nerve fibres. The sets of stimuli may also take into account the responses of specific nerve fibres, and are preferably tailored to the responses of a particular patient. For example, each patient may have different degrees of array insertion, some electrodes may not be active post-operatively, and different patients have different degrees of nerve survival. The stimulus sets are chosen so as to allow the nerve response to the stimuli to approximate the time domain response of normal hearing patients to the respective acoustic stimulus. This response may be determined with reference to the post stimulus histogram, inter-spike intervals histogram, and/or the period histogram of individual nerves, or of chosen bands or populations of nerves.

The stimulus sets may be designed in advance, using preferably a model of neural

response and statistical and/or mathematical analysis.

Alternatively, the stimulus sets may be calculated in real time. The stimulus sets may be calculated to take into account single unit effects, or population effects, or preferably both. The present invention allows tailoring of the stimuli, both for different acoustic inputs, and for the peculiarities of individual patients. It is believed that the closer the time domain waveform of the evoked auditory response via electrical stimulation can be brought to that experienced by a normal hearing person, the easier it will be for patients to interpret the precepts produced.

Brief Description of Drawings

The invention will be described with reference to the accompanying drawings, in which:

Figure 1 illustrates schematically an aspect of the theoretical basis for the present invention;

Figure 2 illustrates in block form processing according to the present invention;

Figure 3 illustrates graphically theoretical and measured plots of spike rate against stimulus function;

Figure 4 illustrates a sample period histogram of a population of nerves;

Figure 5 illustrates a multiple pulse histogram according to one embodiment of the present invention;

Figure 6 illustrates a histogram produced according to standard techniques;

Figure 7 illustrates a histogram according to an embodiment of the present invention;

Figure 8 illustrates current levels required to produce the output of figure 5; ;

Figure 9 illustrates the spread of action potentials excited by the stimulation;

Figures 10 and 11 illustrate further implementation of the present invention in block form; and

Figure 12 illustrates schematically a cochlear implant system;

Figure 13 illustrates the time and power signals associated with a phoneme;

Figure 14 illustrates firing probabilities for various bands of neurons;

Figure 15 illustrates the probability of spikes in various time periods for a particular selected band; and

Figure 16 illustrates a sample refractory function.

Description

The present invention relates to a broad principle for applying electrical stimuli to patients with acoustic prostheses. It is emphasised that whilst the present invention is described with reference to a specific implementation, a wide variety of possible implementations exist. For example, different models for neural response may be used to estimate the required stimuli, and different stimulation arrangements, for example percutaneous connection, may well be used.

A cochlear implant system of the type contemplated comprises in general terms a microphone 1 which receives sound signals and passes a corresponding signal to the speech processor 2. The speech processor processes the received electrical signal to produce a set of stimulus data. This is transmitted, together with power, from the external coil 3 to internal coil 4, and then to the receiver stimulator unit (RSU) 5, which then provides stimulus pulses to the selected electrode pairs of electrode array 6 so as to stimulate the nerve fibres and provide a percept of sound to the user.

The neural response cannot be derived as a trivial function of, say, the input sound signal. One aspect of the difficulty of accurately simulating the response relates to the complexity of the system. The normal hearing ear has approximately 30, 000 nerve fibres, each of which can reach action potential independently of the others at any time during the stimulus. It is not possible to generate electrical pulses which cause this system to behave identically to the normal hearing situation.

One aspect of the implementation of the present invention relates to varying the numbers, amplitude, shape and rate of the pulses to evoke an approximation of the NHNR. This is achieved in particular by evoking the correct number of action potentials (counted across either one representative fibre, or alternatively across the population of fibres) within each "phase" of the waveform, or averaged over many appropriately chosen phases of the waveform. This phase corresponds to the available divisions within the stimulation period, which is limited by the modulation rate - if the modulation rate was 4 times the frequency of a tone, then each "phase" would be one quadrant of the waveform. This results in a "staircase" approximation to the NHNR which is very similar to that of the acoustical case. The specially designed stimuli are applied across each period of the simulated tone, and are designed via computer simulation, and mathematical analysis, of the auditory nerve's response to both auditory and electrical stimulation.

Modifications to the waveform are used to improve the spatio-temporal neural response. These modifications include (but are not limited to) modifications to the number, amplitude, spacing, and width of the pulses to better simulate the spatio-temporal pattern of the NHNR. These degrees of freedom are provided in conventional systems, but are generally not exploited.

The present invention allows for various types of temporal response to be induced, as is required in various applications. One approach is to utilise the present invention to evoke as near an approximation as possible to the correct population per stimulus time histogram, by applying several pulses per stimulus period. The pulse amplitudes may be chosen so as to generate the correct number of action potentials in each part of the waveform. The pulse sizes may be chosen using various means, examples of which are discussed below.

A further aspect of the present invention is that by utilising the refractive properties of neurons, it is possible according to the present invention to provide stimuli such that different bands within the stimulation range of an electrode (SRE) fire at different times. This allows for the stimuli to evoke desired interpulse timings within each band, so that the phase relationship between the bands in normal hearing can be approximated. The size of the bands chosen may be selected, so that the band size may be selected to be that size which provides the best percepts for the patient. This may be customised for each patient.

The present invention is described largely in the context of available implant systems, which utilise a standard biphasic pulse. Altering the pulse shape will necessarily alter the time domain response of the associated neural structures. The present invention is not limited in scope to the use of existing or standard pulse shapes, although clearly alternative pulse shapes will alter the details of the effects noted above.

In order to more fully understand the present invention, we will initially briefly consider its theoretical basis. In a conventional cochlear implant, the neurones of the auditory nerve are stimulated by application of a series of biphasic currents between electrodes of the electrode array. Each biphasic stimulation causes a group of neurones to fire. The number of neurones that fire due to a stimulation is determined by such factors as relative location of the group of neurones to the

stimulating electrodes, and the history of stimulation of those neurones. If many of the neurones are in a refractory period due to past stimulation then the application of new stimulation will not cause as many of them to fire as would be the case if they were being stimulated for the first time.

It is further desirable according to the present invention to provide an estimate which is representative of the temporal response of the wider population of nerves, not merely those close to a single electrode. In order to overcome variations in neuron response due to location with respect to the stimulating electrodes, the neurones can be considered as divided into strips, each of which are assumed to contain neurones that are equally stimulated by the application of a given stimulus pulse. This is illustrated schematically in

Figure 1. Neurones 12 in the region of electrodes 10,11 are notionally divided into strips, labelled i , $i+1$, and so forth.

Suppose that a single biphasic stimulation is applied between electrodes 10,11, at various amplitudes, and the i th strip of neurones monitored. Whilst of course in practice any given pulse will stimulate multiple strips, it is assumed that this strip contains the neurones most responsive to the stimulating electrode.

The stimulus function S_k describes the neural response from the k th pulse. A_k is the amplitude of the k th pulse. It is possible to make up a table for each strip relating A_k to S_k .

In practice the neurones are not stimulated by isolated biphasic pulses but by a series of stimulations. Each electrical stimulation will elicit a neuronal response from a single strip of neurones of $N I_k$ action potentials, where N is the number of neurons in that strip, and I_k is the averaged probability of any neuron from that strip achieving action potential during pulse k . It is known that the pulse in a series of stimulation pulses that elicits I_k has the same amplitude as the isolated pulse that elicits S_k where S_k and I_k are related by:

EMI8.1

Let the pulse period equal T . $(n+c)$ is the length of the relative refractory period divided by T , and $y(k-i)$ is one minus the refractory function measured for time kT since the last action potential.

Therefore it is possible to generate a particular l_k by determining S_k and then looking up the appropriate amplitude of the biphasic pulse A_k to be applied.

So far it has been shown how to determine the amplitude of the biphasic stimulation to be applied in order to elicit a desired neural response l_k in the i th stimulated strip of nervous tissue.

Linking of Acoustic Signals to Neural Response

Current speech processors used in cochlear implant technology rely on extracting significant features of speech. For example, using the SMSP process, electrical signals corresponding to received sound signals are processed by means of band pass filters, eg. 16, to provide a signal corresponding to amplitude in each channels. A selected number of said amplitude signals having the greatest amplitude, e.g. 6, are used to modulate the amplitude of the stimulation pulse.

In order to incorporate the present invention into such a system it is necessary to calculate the l_k which would arise in the normal hearing situation in each band where stimulation is to occur. This l_k may be calculated by use of an approximate model of the cochlea and normal neuronal response. See for example Parkins et al "A Fibre Sum Modulation Code for a Cochlear Prosthesis", Annals of the New York Academy of Sciences, 1983 p490, or one of the many other published models.

The l_k is then mapped to the appropriate S_k by means of the equation above, and the map of A_k to S_k is used in order to determine the amplitude of the biphasic pulse to be applied. This process is described in figure 2. An input signal 20 is processed by software 21 in order to extract a particular feature or set of features. This process may be a conventional cochlear implant type, for example SMSP or identification of formants. Alternatively, it may be a software process to recognise phonemes or similar features, such as discrete musical tones. The recognised feature is referenced via look-up table 22 to provide a desired normal hearing neural response, l_k , which corresponds to a percept of the feature extracted. S_k can then be determined with reference to the equation above. An amplitude A_k for each pulse can then be derived from look-up table 24. Simultaneously, according to this implementation, the input signal 20 is processed 25 so as to select an electrode pair for tonotopic stimulation.

The stimulus is then determined 26 by combining the derived A_k with the electrode site selected at 25, to provide a set of stimuli to electrode array 27.

The look up table may be provided using any conventional memory device. The first table stores the required type of patient percept, that is, the feature extracted (e.g. a phoneme, or a tone), with corresponding normal hearing neural response patterns. The other input to the table is the required volume level of the perception. The output of the lookup table is a set of electrical stimuli which evoke the desired neural response. These are preferably calculated off-line via methods similar to those described above, and stored.

This arrangement allows for a reduction in processor capacity, as it is not necessary for whole waveforms to be fully calculated.

The second lookup table 24 requires as input the width of the stimulation pulses, the rate of stimulation, and the desired stimulus function(S_k) and returns the amplitude A_k of the stimulus required for this. The values for the lookup table may be obtained in a variety of ways. One approach is to use animal studies with a variety of pulse rates at a variety of amplitudes and rates (for each pulse width). From the responses measured, the 's' function can be calculated.

Figure 3 lists the expected spike rates for biphasic pulses as a function of the S function (for given pulse rates and pulse width) versus the actual experimental results. The experimental results were obtained by putting in fixed width biphasic pulses at various pulse rates and intensities, and graphing the neural response rates. The theoretical values may be calculated as follows.

Assume the stochastic process describing the timing of the action potentials is a self exciting point process (Snyder and Miller, 1991). Define the number of spikes (events) to time t as N_t then at any time t , the time since the last spike equals $t - t_{N_t}$. The intensity of the point process (Snyder and Miller, 1991) is equal to $s(t) \cdot r(t - t_{N_t})$, where $s(t) \geq 0$ is a stimulus related function, depending on time (determined by the properties of the neuron and also the signal presented to the neuron) and $r(.)$ is a refractory function, which lowers the rate of action potential generation as a function of the time since last action potential. $r(.)$ is determined solely by the properties of the neuron, and possibly also by the type of stimulus (electric or

acoustic), and is independent of the size of the stimulus.

Consider a system where the s function is a set of identical pulses spaced at a period of T with the width of each pulse W being less than the dead time of the neuron. Let the refractory function $r(t - t_N)$ be constant over the following regions

EMI10.1

Define

EMI11.1

A is the probability of there being no points assuming a Poisson rate of $s(t)$ during the pulse, and no refractory effects. a_r is the size of the refractive function, where the last action potential occurred n pulses ago. Define N as the smallest integer such that $(N+1)T - W \geq b$. Then, the steady state average rate of neural firing equals:

EMI11.2

The values for lookup tables which relate the S function to the electrical intensity, for given conditions, may then be derived. This may be done in a number of ways.

A relatively simple method involves simply measuring the ' S ' function directly for a given pulse set up by measuring the neural response under a number of conditions of pulse rate and intensity.

For instance, from Figure 3, a pulse at an intensity of about 35 when presented at 200pps would equate to an S function of about 10, and increases in intensity will approximately relate to increases in S function in a linear plus offset relationship..

Alternatively, at 200pps, to produce an S function of, say 20, a stimulus intensity of about 40 is required.

Of course, further research may result in a more detailed representation of the relationship, but this simple initial approach provides a reasonable representation.

An alternate method of determination of the necessary current values for a given pulse rate and width would be to (with each patient) apply a series of pulses at fixed rate and width, and determine the threshold and comfortable levels of current. Then,

a second parameter which indicates the size of the effective 'S' function at each level could be determined either by masking studies, or alternately by experiments where such a parameter is changed, and the perceptual response noted, ie. a particular sound could be coded, and then repeatedly played to the patient, under the assumption of a given proportionality between the current intensity, and the S function. The proportionality which returns the 'best' response - either in terms of naturalness or in terms of signal discriminability, could be stored in the look up table.

Thus, in this particular implementation, there would be three parameters: a threshold and comfortable level current, and a scalar parameter relating the current intensity (at a given pulse rate) to size of the 'S' function. Note that this would need to be done for each electrode stimulation combination. (ie.

monopolar on each, bipolar on each pair, etc).

It will be appreciated that the pulse timing may be determined in various ways, within the scope of the present invention. In a simple implementation, a constant pulse rate may be used for all electrodes. This rate must of course be much faster than the relative refractive period, typically 20 ms, and is preferably less than 1 ms. A preferred implementation uses a pulse rate for each electrode such that the rate is an integral multiple of the characteristic frequency of the adjacent neural population.

Figure 10 illustrates in block form an alternative implementation of the present invention. In this case, the received acoustic signal is processed by a transducer, and then enters a filter bank with n outputs. Illustratively, this may be 6. For each channel, a model of neural response for that part of the neural structure is used to produce a normal hearing neural response (NHNR) for that part of the acoustic signal falling within the channel. The S_k can then be calculated using the equation shown above. The S_k can be related to A_k in a look-up table, as previously discussed. This A_k can then be used as the basis for an instruction to the RSU to stimulate the appropriate electrode pair at amplitude A_k .

Figure 11 illustrates a related implementation to figure 10. The distinction is that

for each channel output from the filter bank, FFT techniques are used to derive a fundamental tone. Using a similar process to that described in relation to figure 1, this tone is related to a NHNR via a look up table, the S_k calculated, and the corresponding A_k determined from a further look-up table. A stimulus instruction is then sent to the RSU based on the determined A_k , and the electrode site corresponding to the tone. This process may be performed for each channel, or for a selected set of channels, determined via the SMSP technique, which have the greatest amplitude.

Figures 8 and 9 illustrate the principle of the present invention. To cause a population response similar to that from a NHNR for a 1 kHz tone, we could apply a continuously repeating set of four us biphasic pulses, where the amplitudes were in the ratio of 4,6.5,7,0, resulting in a neural response in the ratio of 10,24,10,0. This is illustrated in figures 8 and 9.

The stimulation strategy proposed according to the illustrative example below is designed to be capable of implementation on a speech processor for cochlear implants which codes signals in terms of biphasic pulses. The examples illustrated utilise a fixed-width biphasic - bi-polar pulse, with an overall pulse width of 250us.

Figure 4 illustrates a population histogram for a population of 64 nerves around the 1 KHz place in a cat cochlea of total length 2.5 cm. The acoustic input is a 1 KHz tone. Figure 5 illustrates an approximation using multiple pulses according to the present invention.

Figure 6 illustrates output pulses using one pulse per period, in other words, using standard stimulation techniques. It is clear that such fixed-rate stimulation techniques can not form a close approximation to the desired output histogram at any frequency other than that of stimulation.

A multiple-pulse electrical stimulation model was iterated in a trial and error fashion until a set of current levels was found which provided the required histogram according to the present invention. The results can be seen in Figure 7. It is clear that for each period, the actual histogram closely resembles the desired approximation of Figure 5. Clearly, when compared to Figure 6, the present invention provides a much closer approximation.

Example

The following describes the implementation of the inventive techniques in relation to a specific sound input.

The phoneme /e (sounds like a short 'eh') is shown in figure 13, together with its power spectral density. Note that the spectrum has a number of peaks in the frequency spectrum (at about 800, 500, and 200Hz). These may be used as the main frequencies targeted for stimulation. The signal is from an isolated sound.

It was applied to the model from Benjamin D Brayant and John D Gowdy, "Stimulation of Stages I and II of Seneff's Auditory Model (SAM) Using Matlab", published in the proceedings of the 1993 Matlab User's Group Conference.

The model provides the averaged neural response for neurons from forty regions of the basilar membrane (ranging in characteristic frequency from high frequency to low frequency). Of course, the model could be set for any number of bands required, for example, the response of bands corresponding to each stimulating electrode. The response of some of the bands are shown as figure 14. It will be appreciated that other models and software could be used to produce this result.

The inventive technique may be used to code each band which corresponds to the characteristic frequency of neurons close to an electrode.

For now, let us imagine that band 40 (for instance) corresponded to an electrode, and examine how the inventive technique could be used to generate pulses for that electrode. It will be appreciated that other electrodes would also be coded at the same time.

In the neural response here, there are two aspects. A broad lowering of probability over time, probably due to onset effects, as well as a fine structure.

The present invention provides information to the user about both.

The fine structure of response here has approximately 20 periods in the 80ms, corresponding to a period of 4ms, or a frequency of 250hz. As an example, we will

code with 8 pulses per period, requiring a coding frequency of 2000 Hz, or in other words a bin size of 0.5 ms.

The probabilities shown in the graph will be the k , or $NHNR$, of the theory above. So using the formulas given, it is possible to work out the k which will give the required responses.

Let us assume that the population of neurons we wish to control can be approximated by 3 approximately equally stimulateable regions (the centre one being the most stimulateable), and we want the total number of action potentials from this summed population (divided by the total number of neurons in the summed population) to follow the curve of the Figure.

Use the following equation,

EMI15.1

where $S_{k,i}$ is the stimulation function for the i th region during pulse k , $I_{k,i}$ is the averaging probability of neural response for the i th region during pulse k , and (k) equals one minus the refractory function evaluated for the case where the last action potential occurred $k.T$ ago

The probability of firing in each .5ms bin, can then be calculated, as shown in figure 15.

From this calculation, the probabilities required for the first 10 bins are: $k \quad I_k$ 1 .014 2 .000 3 .000 4 .022 5 .371 6 .382 7 .231 8 .001 9 .000 10 .000

A given electrical pulse will elicit different responses at different distances from the site of stimulation. α is defined as the ration between a nominal S for some pulse, and the actual S generated for the i th region. Let us assume that the α for the three sub-populations are .7, 1 and .7 for each population (1, 2, 3).

Figure 17 gives approximate values of the refractory function $(1 - \alpha)$, and the γ s would be (very approximately), about 1 for the first three bins (1ms), and decreasing from there to about zero after about 25ms (the 50th) bin.

Therefore, responses from the last 50 bins are relevant when calculating the response in any bin.

So gamma will be approximately 1 for the first two bins, and .5 after bin 10 or so, and then .97 after bin 45, etc.

To obtain the required population per-stimulus time histogram from the total of the 3 sub-regions, we apply the formula:

EMI16.1

So, to do the calculation:

1. Assume that before time 0 there has been no significant amount of firing. (If a previous token was coded earlier, then the processor will remember the I_k 's from that token, and how long ago).
2. Loop over each pulse, or 'k'.
3. Calculate $G_{k,i}$ as described above.
4. Using the equation above, calculate the required S_k . Also, store the three $I_{k,i}$ values this will evoke for use in calculations of future $G_{k,i}$ values.
5. Using the lookup table (as previously discussed) determine the required intensity of the pulse.
6. Administer the pulse for the correct amount of time, and go to step 2.

This procedure is readily implementable using conventional software techniques.

Variations and alternatives are possible within the general scope of this invention, as will be apparent to the reader. In particular, it is noted that the various processing components may be differently arranged, so that for example some or all the look up tables are located within the implanted portion of the device.